

DISEÑO Y ANÁLISIS DE UN MICRO ACTUADOR PARA  
DOSIFICACIÓN DE INSULINA

ISMAEL ALBERTO RIOS AFANADOR  
JENNIFFER GARCIA CRUZ

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE AUTOMATICA Y ELECTRÓNICA  
INGENIERÍA MECATRÓNICA  
SANTIAGO DE CALI  
2011

DISEÑO Y ANÁLISIS DE UN MICRO ACTUADOR PARA  
DOSIFICACIÓN DE INSULINA

ISMAEL ALBERTO RIOS AFANADOR  
JENNIFFER GARCIA CRUZ

Pasantía de investigación para optar el título de Ingeniero Mecatrónico

Director:  
Faruk Fonthal Rico  
Doctor en Ingeniería Electrónica

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE AUTOMATICA Y ELECTRÓNICA  
INGENIERÍA MECATRÓNICA  
SANTIAGO DE CALI  
2011

Nota de aprobación:

Aprobado por el comité de grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la universidad Autónoma de Occidente para optar por el título de Ingeniero Mecatrónico

---

Jimmy Tombé Andrade  
Coordinador Trabajos de Grado

---

Jimmy Tombé Andrade  
Jurado

---

Enrique Franco  
Jurado

Santiago de Cali, 2 de Junio de 2.011

## CONTENIDO

Pág.

### **GLOSARIO RESUMEN INTRODUCCIÓN**

<b>1</b>	<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b>	<b>5</b>
<b>2</b>	<b>JUSTIFICACIÓN</b>	<b>7</b>
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b>	<b>9</b>
3.1	OBJETIVO GENERAL	9
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	9
<b>4</b>	<b>MARCO TEÓRICO</b>	<b>10</b>
4.1	DEFINICIÓN	10
4.2	MATRIALES	10
4.3	PROCESO DE FABRICACIÓN	12
4.4	<i>HERRAMIENTAS CAD (DISEÑO ASISTIDO POR COMPUTADOR) Y CAE (INGENIERÍA ASISTIDA POR COMPUTADOR)</i>	13
4.5	MICRO ACTUADORES	17
4.5.1	Actuación Electromagnética	17
4.5.2	Actuación Piezoeléctrica	17
4.5.3	Actuación Neumática	18
4.5.4	Actuación <i>Shape Memory Alloy (SMA)</i>	18
4.5.5	Actuación Electroestática	19
4.5.6	Actuación Termoneumática	19
4.5.7	Actuación Bimetálica	20
4.6	<i>BIOMEMS</i>	21

4.6.1	Sistemas Terapéuticos	22
4.6.2	Sistemas de dosificación Implantables	23
4.6.3	Sistemas de dosificación Mecánica	23
4.6.4	Micro Agujas tipo <i>In Plane</i>	23
4.6.5	Micro Agujas tipo <i>Out of Plane</i>	24
4.7	MICROFLUIDOS	24
4.8	FLUIDO	26
<b>5.</b>	<b>METODOLOGÍA</b>	28
<b>6.</b>	<b>DESARROLLO CONCEPTUAL</b>	30
6.1	MISIÓN	30
6.2	IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES	31
6.3	DESCOMPOSICIÓN FUNCIONAL	33
6.4	MÓDULO MICRO AGUJAS	36
6.4.1	Identificación de necesidades	36
6.4.2	Especificaciones preliminares	37
6.4.3	Generación de conceptos	39
6.4.3.1	Búsqueda externa y en literatura especializada	39
6.4.3.2	Modelo CAD estructuras micro agujas	40
6.4.3.2.1	Micro aguja tipo aguijón de abeja	40
6.4.3.2.2	Micro aguja tipo canastilla	41
6.4.3.2.3	Micro aguja tipo campana	41
6.4.4	Selección de conceptos	42
6.4.5	Prueba de conceptos	43
6.4.5.1	Diseño	43
6.4.5.2	Simulación estructural	44

6.4.5.3	Resultados de simulación estructural	44
6.4.5.3.1	Composición de Nickel	49
6.4.5.3.2	Composición de Carburo de Silicio	49
6.4.5.4	Dinámica de fluidos computacional ( <i>CFD</i> )	49
6.4.5.5	Cálculos teóricos simulación <i>CFD</i>	49
6.4.5.6	Simulación <i>CFD</i>	51
6.4.5.7	Resultados de simulación <i>CFD</i>	52
6.4.5.8	Transferencia de calor	53
6.4.5.9	Simulación transferencia de calor	54
6.4.5.10	Resultados simulación de transferencia de calor	54
6.4.6	Especificaciones finales	55
6.5	MÓDULO MICRO VÁLVULA	56
6.5.1	Identificación de necesidades	56
6.5.2	Especificaciones preliminares	57
6.5.3	Generación de conceptos	59
6.5.3.1	Búsqueda externa y en literatura especializada	59
6.5.3.2	Modelo <i>CAD</i> estructuras micro válvula	60
6.5.3.2.1	Micro válvula tipo cheque	60
6.5.3.2.2	Micro válvula piramidal	61
6.5.3.2.3	Micro válvula electrostática	61
6.5.4	Selección de conceptos	62
6.6	MÓDULO MICRO BOMBA	64
6.6.1	Identificación de necesidades	64
6.6.2	Especificaciones preliminares	65

6.6.3	Generación de conceptos	67
6.6.3.1	Búsqueda externa y en literatura especializada	67
6.6.3.2	Modelo CAD estructuras micro bomba	68
6.6.3.2.1	Micro bomba termoneumática concepto (1)	68
6.6.3.2.2	Micro bomba termoneumática concepto (2) )	68
6.6.3.2.3	Micro bomba termoneumática concepto (3) )	69
6.6.4	Selección de conceptos	70
6.6.5	Prueba de conceptos	71
6.6.5.1	Diseño estructural	72
6.6.5.2	Diseño estructural orientado a la succión	72
6.6.5.3	Diseño estructural orientado a la descarga	72
6.6.5.4	Proceso de dosificación	73
6.6.5.5	Simulación <i>CFD</i>	76
6.6.5.6	Simulación <i>CFD</i> descarga	76
6.6.5.7	Resultados simulación <i>CFD</i> descarga	77
6.6.5.8	Simulación <i>CFD</i> succión	79
6.6.5.9	Resultados simulación <i>CFD</i> succión	81
6.6.6	Especificaciones finales	84
<b>7</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	86
	<b>BIBLIOGRAFIA</b>	88
	<b>PUBLICACIONES</b>	91
	<b>ANEXOS</b>	92

## **GLOSARIO**

**ACTUADOR:** Dispositivo que convierte una señal eléctrica a una cantidad no eléctrica.

**ACTUADOR INTELIGENTE:** Actuador que tiene asociados una parte o en su defecto todo su elemento de procesamiento integrado en un chip.

**CFD:** Mecánica de fluidos computacional, rama de la mecánica de fluidos que utiliza métodos numéricos y algoritmos para resolver y analizar problemas sobre el flujo de sustancias.

**DISPOSITIVO:** Parte electrónica que contiene uno o más elementos activos, tales como diodos, transistores o circuitos integrados.

**DISPOSITIVO MEMS:** termino comúnmente utilizado para describir la realización de un MEMS.

**ESFUERZO DE FLUENCIA:** O último esfuerzo se denomina al menor valor del esfuerzo para el cual se produce una deformación permanente o deformación plástica.

**ESTRUCTURA INTELIGENTE:** Estructura que puede tener en cuenta su entorno.

**MATERIAL INTELIGENTE:** Todo material activo o funcional es decir, hace más que actuar como sustrato inerte.

**MEMS:** Sistema micro electro mecánico, constituido por partes extremadamente pequeñas.

**MICRO ACTUADOR:** Dispositivo en escala milimétrica que convierte una señal eléctrica en una cantidad no eléctrica.

**MICRO DISPOSITIVO:** Dispositivo en escala milimétrica que ha sido fabricado utilizando micro tecnología.

**MICRO CONTROLADOR:** Dispositivo de procesamiento utilizado para el control de ciertas funciones o partes. En algunas ocasiones un micro procesador simple puede ser usado como micro controlador.

**MÓDULO DE YOUNG:** También conocido como módulo de elasticidad, es una constante del material dada en unidades de presión, la cual relaciona la tensión mecánica con la deformación elástica.

**PIEZOELÉCTRICO:** Propiedad exhibida en algunos materiales que desarrollar un voltaje en respuesta a la tensión mecánica o presión aplicada.



QFD: (Quality Function Deployment): Método que provee los medios y herramientas necesarias para producir de manera concreta, económica y eficaz productos y servicios que satisfagan las exigencias de los clientes.

SENSOR: Dispositivo que convierte una cantidad no eléctrica en una señal eléctrica.

SISTEMA: Agregación de piezas entre las que existe una relación y juntos forman una unidad.

## LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Software empleado en simulación de materiales	14
Tabla 2. Software basado en el método de elementos finitos	16
Tabla 3. Software basado en el método de volúmenes finitos	16
Tabla 4. Traducción de las necesidades del cliente	31
Tabla 5. Jerarquización de las necesidades	32
Tabla 6. Asignación de métricas a necesidades	33
Tabla 7. Traducción de las necesidades del cliente para Micro agujas	36
Tabla 8. Jerarquización de las necesidades para Micro agujas	36
Tabla 9. Asignación de métricas a necesidades para Micro agujas	37
Tabla 10. Relación de necesidades con métricas para Micro agujas	38
Tabla 11. Asignación de valores a métricas	38
Tabla 12. Volares marginales de diseño para Micro agujas	39
Tabla 13. Especificaciones de diseño concepto 1	40
Tabla 14. Especificaciones de diseño concepto 2	41
Tabla 15. Especificaciones de diseño concepto 3	41
Tabla 16. Selección de concepto a diseñar	43
Tabla 17. Parámetros intrínsecos del diseño	50
Tabla 18. Especificaciones finales micro agujas.	55
Tabla 19. Traducción de las necesidades del cliente para Micro válvulas	56
Tabla 20. Jerarquización de las necesidades para micro válvula	56
Tabla 21. Asignación de métricas a necesidades para micro válvula	57
Tabla 22. Relación de necesidades con métricas para micro válvula	58

Tabla 23. Valores marginales de diseño para micro válvula	58
Tabla 24. Especificaciones de diseño para Micro válvula	59
Tabla 25. Selección de principio de actuación a utilizar para micro válvula	63
Tabla 26. Traducción de las necesidades del cliente para Micro bomba	64
Tabla 27. Jerarquización de las necesidades para Micro bomba	65
Tabla 28. Asignación de métricas a necesidades para micro bomba	65
Tabla 29. Relación de necesidades con métricas para micro bomba	66
Tabla 30. Volares marginales de diseño para Micro bomba	67
Tabla 31. Valores asignados al diseño de micro bomba	67
Tabla 32. Selección de principio de actuación a utilizar para micro bomba	71
Tabla 33. Características intrínsecas de micro bomba	76
Tabla 34. Caudales en acoples de micro agujas reportados en simulación	83
Tabla 35. Especificaciones finales de micro bomba	84

## LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Composición y funciones básicas de un <i>MEMS</i>	2
Figura 2. Retina de silicio artificial	2
Figura 3. Diseño, simulación y verificación <i>CAD</i>	3
Figura 4. Integrantes geográficos tecnología <i>MEMS</i>	8
Figura 5. Determinación de Modulo de Young $\epsilon$ y esfuerzo de fluencia $\sigma$	12
Figura 6. Fuente de actuación basada en actuación electromagnética.	18
Figura 7. Fuente de actuación basada en actuación piezoeléctrica	18
Figura 8. Fuente de actuación basada en actuación neumática	19
Figura 9. Fuente de actuación basada en actuación <i>Shape Memory Alloy (SMA)</i>	19
Figura 10. Fuente de actuación basada en actuación electroestática	20
Figura 11. Fuente de actuación basada en actuación termoneumática	20
Figura 12. Fuente de actuación basada en actuación bimetálica	21
Figura 13. Constitución de la piel humana	23
Figura 14. Diagrama esquemático de micro aguja tipo <i>In plane</i>	24
Figura 15. Imagen <i>SEM</i> micro agujas tipo <i>out-of-plane</i> huecas	25
Figura 16. Proceso de diseño en ingeniería concurrente	28
Figura 17. Diagrama de caja negra del sistema	34
Figura 18. Descomposición funcional	34
Figura 19. Módulos integrantes del sistema	35
Figura 20. Árbol de conceptos estructura micro agujas	40
Figura 21. Conceptos planteados de micro agujas	42
Figura 22. Esfuerzos equivalentes axiales micro aguja Nickel	45

Figura 23. Deformación axial micro aguja Nickel	45
Figura 24. Esfuerzos equivalentes transversales micro aguja Nickel	46
Figura 25. Deformación transversal micro aguja Nickel	46
Figura 26. Esfuerzos equivalentes axiales micro aguja Carburo de Silicio	47
Figura 27. Deformación axial micro aguja Carburo de Silicio	47
Figura 28. Esfuerzos equivalentes transversales micro aguja Carburo de Silicio	48
Figura 29. Deformación transversal micro aguja Carburo de Silicio	48
Figura 30. Malla micro aguja	51
Figura 31. Contornos de presión estática micro aguja	51
Figura 32. Vectores de velocidad salida micro agujas	53
Figura 33. Líneas de contorno coloreadas por velocidad en la salida de la micro aguja	53
Figura 34. Distribución de temperatura micro aguja	54
Figura 35. Árbol de conceptos micro válvula	60
Figura 36. Esquemático y dimétrico de funcionamiento concepto 1 micro válvula	61
Figura 37. Esquemático y dimétrico de funcionamiento concepto 2 micro válvula	62
Figura 38. Esquemático y dimétrico de funcionamiento concepto 3 micro válvula	62
Figura 39. Árbol de conceptos micro bomba	68
Figura 40. Isométrico concepto 1 micro bomba	69
Figura 41. Isométrico concepto 2 micro bomba	69
Figura 42. Isométrico concepto 3 micro bomba	70
Figura 43. Volumen de fluido succión micro bomba	72
Figura 44. Volumen de fluido descarga micro bomba	73
Figura 45. Dimensiones relevantes micro bomba	73
Figura 46. Proceso de dosificación	75

Figura 47. Vista seccionada descarga micro bomba	77
Figura 48. Malla volumen fluido descarga micro bomba	77
Figura 49. Contornos de presión volumen fluido descarga de micro bomba	78
Figura 50. Vectores de velocidad en acoples de micro aguja	79
Figura 51. Líneas de corriente coloreadas por velocidad en acoples de micro agujas	79
Figura 52. Malla volumen fluido succión micro bomba	80
Figura 53. Vista seccionada succión micro bomba	81
Figura 54. Contornos de presión volumen fluido succión de micro bomba	81
Figura 55. Vectores de velocidad en entrada a la recámara inferior	82
Figura 56. Sistema de micro dosificación	85

## RESUMEN

En la actualidad los sistemas micro electromecánicos *MEMS* están inmersos en cualquier tarea que desempeñemos durante el día e incluso están salvando vidas en hospitales y centros médicos alrededor del mundo. Estos sistemas hacen nuestra vida más placentera desde refrigerar nuestros dispositivos electrónicos y proyectar imágenes hasta monitorear nuestros signos vitales en un hospital, los sistemas BIO inspirados han logrado penetrar el segmento médico de tal forma que hoy en día, en la sala de cuidados intensivos y urgencias de algunos hospitales en el mundo, ya existen dispositivos tan complejos que detectan la falta de medicamentos en el organismo e inmediatamente lo suministran tales como el “*Dispositivo dosificador de medicinas implantable*” o *IRD*<sup>3</sup> por sus siglas en inglés el cual se podría referenciar como el primer dispositivo implantable autónomo tipo *MEMS* aplicado en un hospital.

Este documento especifica de manera detallada el proceso de planeación e investigación llevado a cabo en el desarrollo de un diseño novedoso y ajustado a las necesidades identificadas a partir de los requerimientos del cliente de un micro actuador para la dosificación de insulina.

Este documento se encuentra estructurado en tres secciones que hacen referencia a cada una de las estructuras que componen el diseño; la primera estructura será la encargada de transportar la insulina una vez bombeada y permear la piel para que la hormona pueda entrar en el sistema circulatorio; la siguiente estructura es la encargada de hacer que el bombeo sea posible mediante un sistema termoneumático que emplea fenómenos físicos a micro escala para poder realizar esta acción; la última estructura que esta extremadamente ligada a la anterior pues evita que el flujo se regrese y se contamine la hormona almacenada una vez la piel sea permeada y se dé inicio a la acción de bombeo. Esta última estructura es activada piezoeléctricamente para asegurar una velocidad adecuada y una fuerza de actuación idónea.

La interacción de estas tres estructuras tiene como finalidad desplazar un fluido desde su lugar de almacenamiento hasta el sitio final de aplicación de manera dosificada.

Llevándose a cabo una etapa de investigación y la aplicación de la metodología de diseño concurrente, para definir los principios físicos de actuación más indicados, fue posible obtener como resultado final un diseño que cumpliera con todos los requerimientos solicitados.

## INTRODUCCIÓN

Los sistemas micro electromecánicos *MEMS* son dispositivos que pueden ser definidos como sistemas compuestos por elementos mecánicos y eléctricos, cuyas dimensiones pueden variar desde un poco menos de un micrómetro hasta alcanzar varios milímetros en función de la aplicación y de los componentes utilizados en él. La implementación de los sistemas micro electromecánicos *MEMS* ha ayudado al enriquecimiento de las diversas áreas de la ingeniería mediante la innovación y desarrollo en áreas como sensores, actuadores, radio frecuencia, óptica, medicina, biología y *MEMS* dirigidos al manejo de los micro fluidos.

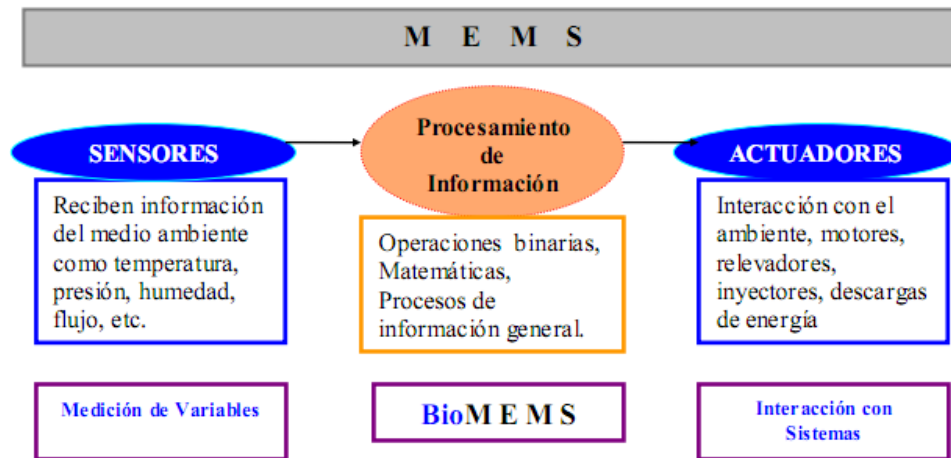
El uso del término “sistemas micro electromecánicos” se remonta a la invención del transistor en el año de 1.947, pero fue sólo hasta 1.982 donde el uso del término “micro maquinado” se utilizó para identificar oficialmente a los sistemas micro electromecánicos; desde entonces estos dispositivos poco a poco han cambiado y mejorado la forma en que los humanos viven e interactúan con el entorno. Para ilustrar un poco el alcance de estos dispositivos, no es necesario pensar en mecanismos o sistemas fuera de lo cotidiano, ejemplo de esto es la unidad encargada de detectar las colisiones en vehículos, de igual forma los podemos encontrar en equipos quirúrgicos, dispositivos dosificadores de medicamentos, equipos de diagnóstico rápido, dispositivos de filtración molecular, sensores de flujo y micro mezcladores. Una aplicación ampliamente utilizada es la optimización del desempeño de los corazones artificiales, en donde podemos encontrar desde acelerómetros que detectan los cambios de movimiento en una persona hasta sensores de presión que monitorean continuamente la presión sanguínea, además muchos laboratorios emplean micro estructuras para la manipulación de micro fluidos en pruebas como comparación de *ADN*, micro mezclado de medicinas o dispositivos de extracción y suministro de fluidos.

Partiendo de un concepto clave en el ámbito de la electrónica como lo son los circuitos integrados utilizados para el procesamiento de datos y toma de decisiones, podemos acercarnos a un concepto global del funcionamiento de los *MEMS*. La principal diferencia entre los circuitos integrados y los *MEMS* es que estos últimos tienen la increíble capacidad de interactuar con el ambiente, mientras que en común presentan la misma unidad de procesamiento además de obtener su información de sensores tal y como se muestra en la Figura 1.

La interacción en *MEMS* han permitido la diversificación de su campo, como se puede observar en la Figura 1, de la cual se resaltan aplicaciones orientadas hacia la medicina creando una rama llamada *Bio MEMS* de donde podemos citar ejemplos de implantación de dispositivos como sensores de flujo, presión, temperatura, sistemas de regulación de presión, micro electrodos a nivel de corteza cerebral y actualmente reemplazo de sentidos recreando las mismas señales eléctricas que producen los órganos sensoriales. Recientemente dispositivos *Bio MEMS*, como el observado en la Figura 2, han sido diseñados e implementados operando en el cuerpo humano con mínima o nula invasión.

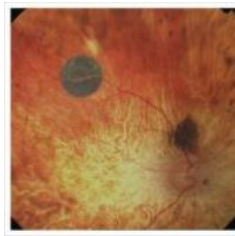


Figura 1. Composición y funciones básicas de un *MEMS*.



Fuente: Consorcio Mexicano de Microsistemas [en línea]. México, 2011 [consultado el 15 de Mayo de 2011]. Disponible en internet: [www.cmm.org.mx/Accessopub/images/pdf/salud.pdf](http://www.cmm.org.mx/Accessopub/images/pdf/salud.pdf)

Figura 2. Retina de silicio artificial.



Fuente: Dispositivo ASR [en línea]. Estados Unidos, 2008 [consultado el 15 de Mayo de 2011]. Disponible en internet: <http://optobionics.com/asrdevice.shtml>

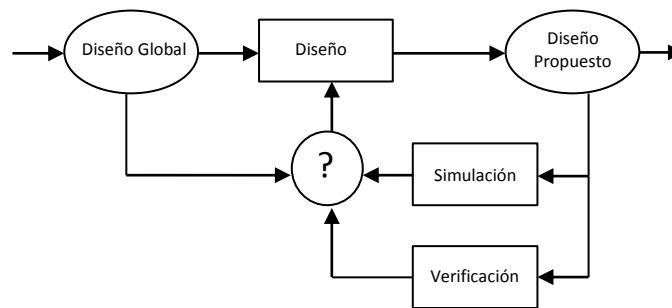
En la medida en que se persevera en la implementación de *Bio MEMS* se incrementa la posibilidad de alcanzar mayor precisión, eficiencia y portabilidad pues se han reportado dispositivos de micro dosificación capaces de suministrar desde caudales tan pequeños como nl/hr hasta los  $\mu$ l/min.

Las herramientas *CAD* y *CAE* son esenciales para el diseño y análisis de *MEMS* debido a que permiten someter el dispositivo a diferentes tipos de simulaciones entre las cuales podemos destacar simulaciones eléctricas, mecánicas, de dinámica de fluidos y modelamiento *CAD* que permiten obtener una vista previa del dispositivo tan temprano como desde una simple estructura, hasta un análisis multifísico en donde se puede observar el comportamiento de una variable en el sistema. Estas herramientas permiten identificar los mejores componentes para un dispositivo, descartar escenarios de prueba

experimental y observar el desempeño del sistema en un escenario virtual previamente configurado en una simulación.

Programas como *Ansys* para el entorno mecánico o *Pspice* para el entorno eléctrico le permiten al diseñador seguir el ciclo cerrado de trabajo como se muestra en la Figura 3 y modificar el diseño cuantas veces sea necesario hasta un punto óptimo de desempeño.

Figura 3. Diseño, simulación y verificación CAD



Adaptado de: LEONDES T. Cornelius, "MEMS/NEMS Handbook Techniques and Applications", En: Web-Enabled Knowledge-Intensive Support Framework for Collaborative Design of MEMS John Wiley & Sons 2006. P 38.

El diseño de un micro actuador conlleva el estudio de algunas ramas de los sistemas micro electro mecánicos como *Bio-MEMS*, micro actuadores y micro fluidos. El investigar el estado del arte de estas disciplinas, sus técnicas de fabricación y sus respectivos avances en cuanto a diseños y programas de modelamiento, permiten realizar un acercamiento más estructurado de los dispositivos orientados hacia la micro dosificación y forjar las bases necesarias para realizar un diseño que cumpla con los requerimientos del cliente y que este dentro del margen que maneja la tecnología.

Buscando la optimización de los diseños actuales de micro actuadores para dosificar fluidos, el diseño presentado en este documento se encuentra orientado hacia la integración de diferentes métodos de actuación y validación computacional mediante herramientas *CAD* y *CAE*, permitiendo brindar una solución efectiva al problema planteado. Esta pasantía de investigación se desarrolla bajo el proyecto "*Design of microdevices using cad techniques for biomedical applications*", en torno al cumplimiento del objetivo específico "*Design a pump structure with dimensions in micrometers*". Es preciso aclarar que este micro dispositivo se diseña sujeto a la integración de más partes o elementos como reservorios, sistemas de sensado y sistemas de potencia entre otros; de igual forma el desarrollo que se observa en el transcurso del documento es de un proceso de diseño netamente computacional para el cual sólo se tuvo en cuenta, al momento de realizar el modelo *CAD*, las técnicas de fabricación utilizadas para crear

*MEMS* pues es la única limitante en esta tecnología junto con las herramientas computacionales que existen actualmente en la universidad.

La metodología de diseño basada en ingeniería concurrente se utiliza a lo largo del proceso de diseño de cada estructura que conforma el micro dispositivo, a través de una serie de etapas que se desarrollan al concebir un diseño conceptual, las cuales inician con una primera etapa de planeación, seguida por un desarrollo conceptual, diseño a nivel de sistema, diseño detallado, prueba y refinamiento. La última etapa de este proceso es escalado y producción, la cual no se abarca puesto que esta se refiere netamente a la fabricación del dispositivo.

## 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En Colombia el índice de personas que padecen de diabetes es alto, cerca del 7%<sup>1</sup> de adultos la presentan y en menores de edad entre los 12 y los 15 años alrededor del 6%\*. Esto significa que estas personas requieren tratamientos permanentes lo que implica que deben ser medicados constantemente por medios hipodérmicos con una hormona llamada insulina.

A nivel internacional diferentes países trabajan en investigación con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas que padecen esta enfermedad, pues la dependencia de medicamentos cualquiera que sea la finalidad está incrementando a nivel mundial en cerca del 12% anualmente, por esta razón muchos países en desarrollo han incentivado la investigación en cuanto a los diferentes medios de suministrar este tipo de medicamentos, lo que ha llevado a una ardua competencia en términos de desarrollo de nuevos dispositivos y métodos de dosificación acudiendo a las diferentes ramas de la medicina y trabajando conjuntamente con la ciencia de la ingeniería.

Con la integración de los dispositivos *MEMS* en el área de la salud se han generado grandes avances en relación al tema de la dosificación de medicamentos, la cual es un área que se ha explorado ampliamente y ha permitido que las investigaciones realizadas acerca de este tema, sean cada día más novedosas e incurran en diseños más eficientes, confiables y económicos que permiten integrar las herramientas de esta tecnología con las habilidades de los ingenieros que trabajan en ella.

En el desarrollo de un dispositivo micro electromecánico orientado al área de la salud, se deben tener en consideración los diferentes campos de aplicación que se manejan en los *Bio MEMS*, tales como el muestreo de fluidos, dosificación, sensado, *Lab On Chip* o micro mezcladores; al enfocarse en la micro dosificación y dado que estos dispositivos son capaces de recibir un dato de entrada y ejecutar una tarea determinada, se encuentran compuestos por diferentes módulos como lo son el módulo de sensado, módulo de actuación y módulo de procesamiento. El módulo que nos ocupa en este documento es el de actuación.

Los micro actuadores han sido estudiados con extensa profundidad por el importante papel que juegan dentro de los sistemas micro electromecánicos, tal es la importancia de este rol que se ha creado en el lenguaje de esta tecnología algo conocido como el "*Sand Box*" de la tecnología *MEMS*, que hace referencia a el conjunto de principios de actuación y diferentes herramientas que hacen parte de esta tecnología. El *Sand Box* permite proponer diferentes e innumerables diseños para poder cumplir con los requerimientos exigidos para cada micro actuador dependiendo de su finalidad; los diseños de micro

---

\* Estadísticas obtenidas de la Fundación colombiana de Diabetes. Base de datos consultada el 8 de mayo de 2009.

actuadores encontrados para micro dosificación en promedio presentan medidas que no superan los 6 mm, necesitando presiones de entrada que varían su valor según la disposición de su estructura partiendo de los 2 KPa hasta los 5 KPa, con diferentes principios físicos de actuación y técnicas de fabricación.

De acuerdo a lo anterior se requiere diseñar un micro actuador que posteriormente permita integrar los diferentes módulos del dispositivo, que cumpla con las medidas requeridas para ser considerado como micro, que sea de fácil fabricación y novedoso.

## 2. JUSTIFICACIÓN

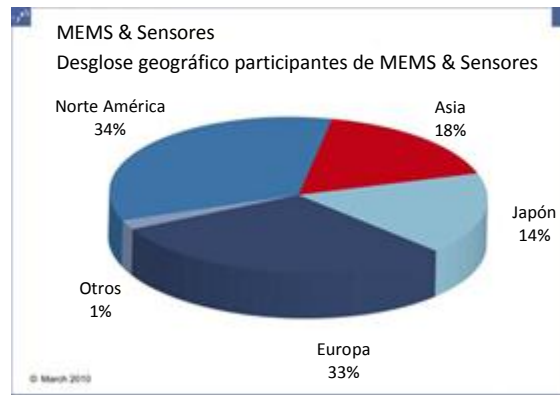
El conocimiento de nuevas tecnologías es de vital importancia para todas las personas que realizan desarrollos en ingeniería, más aun para un ingeniero mecatrónico que se ha formado con las diferentes herramientas que ofrecen las ramas de la ingeniería tales como la mecánica, la electrónica y los sistemas. Estas herramientas son la base para diseñar cualquier tipo de dispositivo existente, por tal motivo el ingeniero mecatrónico debe tener la facilidad para diseñar, ya sea un diseño electrónico, mecánico de pequeña o gran escala. Desde tempranas etapas los ingenieros mecatrónicos pueden enfocarse a áreas diferentes a la de la automatización, áreas como los micro sistemas ofrecen todo lo que la ingeniería mecatrónica abarca desde micro robótica hasta micro actuadores.

El creciente auge de la micro y nano tecnología ha llevado a la rápida formación de investigadores y grupos de investigación para el fortalecimiento y crecimiento a nivel global de estas. Es una exigencia del medio tener conocimiento de los principios de funcionamiento de los diferentes dispositivos que usamos diariamente, por tal motivo al mostrar las posibilidades que nos brinda la micro y nano tecnología, el proyecto especificado en este documento permite ampliar el espectro de investigación que la universidad posee actualmente en micro dispositivos y fomentar la creación de oportunidades para los estudiantes interesados en micro y nano sistemas.

Las instituciones universitarias de muy alto reconocimiento mundial como el Instituto Tecnológico de Massachusetts *MIT* han colaborado de manera directa con empresas del sector tecnológico como lo son *Advanced Micro Devices, Inc. (AMD)*, *Hewlett-Packard*, *International Business Machines (IBM)*, *Intel*, *National Semiconductor*, *Samsung* y *Texas Instruments* en el desarrollo directo de dispositivos micro electro mecánicos *MEMS* para tareas en micro dispositivos como lo son micro radiadores en sistemas de micro procesadores, sensórica integral e inteligencia artificial basada en *MEMS*. A nivel mundial universidades de países como Estados Unidos de Norte América, Inglaterra, Alemania, Suiza, Japón, China, Canadá, Francia y la India, como se puede observar en la Figura 4, son pioneras en el desarrollo de dispositivos *Bio MEMS* y sensores las cuales colaboran directamente no sólo con la industria sino con instituciones públicas de salud en el caso de Canadá y el mismo *MIT* con su dispositivo de rápido suministro de medicamentos transdérmicos o *TD<sup>3</sup>* por sus siglas en inglés, el cual se encuentra en evaluación en un grupo de hospitales de la costa este de Estados Unidos.

Los esfuerzos en estas universidades se enfocan a la Investigación, diseño y fabricación de microestructuras que puedan ser integradas a algún producto que satisfaga problemas presentes o ataque problemas no resueltos, disminuyendo los costos y aumentando la eficiencia para posteriormente ser transferidos a empresas o corporativos del sector de la salud.

Figura 4. Integrantes geográficos tecnología MEMS.



Adaptado de: Globalstm [en línea]. Estados Unidos, 2010 [consultado el 15 de Mayo de 2011].  
Disponible en internet: [http://www.globalsmt.net/smt/index.php?option=com\\_content&view=article&id=9933&Itemid=396](http://www.globalsmt.net/smt/index.php?option=com_content&view=article&id=9933&Itemid=396)

Con la ejecución de este proyecto se demuestra que la falta de centros de fabricación o los denominados “*Foundries*” en Colombia para la fabricación de sistemas *MEMS* no es un obstáculo para indagar en este mundo, de igual forma se constata que los estudiantes están en la capacidad de plantear ideas a niveles y estándares internacionales; por otro lado deja la puerta abierta para la continua investigación acerca del tema.

Los resultados de esta investigación aportarán de forma directa al proyecto de investigación profesoral aprobado “*Design of microdevices using cad techniques for biomedical applications*”, así como también marcará la pauta, pues la caracterización del actuador en cuanto a dimensión y funcionamiento permitirá a los estudiantes que están encargados de diseñar las estructuras subsiguientes, lograr la sinergia de trabajo adecuada para la culminación del proyecto. Por otra parte las publicaciones asociadas a este proyecto alentarán a los diferentes grupos de investigación de la región que se encuentren trabajando en las áreas de microsistemas y nanotecnología.

### 3. OBJETIVOS

#### 3.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar mediante herramientas *CAD* y *CAE* un micro actuador para dosificar Insulina.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Realizar una revisión del estado del arte acerca de los dispositivos micro electromecánicos (*MEMS*), micro actuadores, micro fluidos y sobre el proceso de la micro dosificación.

Adquirir destreza en el manejo de las diferentes herramientas computacionales empleadas para el diseño y análisis del micro actuador.

Generar varias alternativas de modelos de micro sistemas mediante la metodología de diseño concurrente.

Simular los diferentes fenómenos relacionados con el proceso de actuación del microsistema.

Validar mediante herramientas *CAD* y *CAE* el funcionamiento del micro dispositivo diseñado.



## 4. MARCO TEÓRICO

Un sistema inteligente es aquel que puede determinar cierta situación y conocer si existe alguna respuesta requerida para después proporcionarla. Bajo este contexto se encuentra enmarcada toda la tecnología de los sistemas micro electromecánicos, desde la integración de materiales con memoria de forma hasta los componentes activos o pasivos que posee intrínsecamente cada dispositivo.

### 4.1 DEFINICIÓN

En Estados Unidos la tecnología es conocida como sistemas Micro Electromecánicos o *MEMS* por sus siglas en Inglés, en Europa es conocida como Tecnología de Microsistemas o *MST* y en Asia es conocida como *Micromachines*. Los sistemas micro electromecánicos hacen referencia a más que sólo un dispositivo, también son considerados un set de herramientas y una metodología de diseño, todo bajo un mismo nombre las cuales en perfecta sincronía conforman el diseño y creación de sistemas miniaturizados. A pesar de carecer de una definición global, los productos *MEMS* poseen un sin número de características distintivas. Estos son sistemas embebidos que contienen una o varias estructuras micro maquinadas que permiten desarrollar funciones de alto nivel dentro de ellos o por si mismos en un ambiente exterior logrando así detectar y actuar con capacidad de procesamiento para el control local de parámetros físicos a micro escalas, los cuales a su vez causan grandes efectos a macro escala como la micro lubricación de engranajes.

Las aplicaciones que los *MEMS* tienen en nuestro entorno pueden ser resumidas en sensores biomédicos invasivos y no invasivos, instrumentos miniaturizados de análisis bioquímico, sistemas de administración cardiaca, sistemas de dosificación de medicinas neuro estimulación, control de motores y propulsión, seguridad automotriz, telecomunicaciones basadas en fibra óptica, almacenamiento masivo de datos y electrónica inalámbrica, control distribuido de sistemas hidro y aerodinámicos, sistemas inerciales para guía de armamento y navegación personal entre otros. El proceso de fabricación de *MEMS* obliga a tener conocimiento en ciertas áreas como el diseño de micro estructuras, materiales y micro maquinado.

### 4.2 MATERIALES

Los tipos de materiales que generalmente se emplean en *MEMS* son semiconductores, cerámicos, plásticos, vidrios dieléctricos, metales y polímeros, mencionando entre los más reconocidos Silicio, Poli silicio, Dióxido de Silicio, Nitrato de Silicio, Germanio, Carbono entre otros. Según el propósito que el diseñador tenga con el dispositivo, los materiales cumplen un papel muy importante en el desempeño de este, cuando se referencian

dispositivos inteligentes, se debe tener conocimiento acerca de materiales con memoria de forma, es decir que se adapten a las condiciones de diseño que se están proporcionando. La inteligencia de los materiales es medida por la capacidad de respuesta tanto eléctrica como temporal; existen materiales inteligentes que desempeñan intrínsecamente procesos de actuación en el dispositivo, estos materiales han sido caracterizados bajo diferentes efectos como *Shape Memory Effect*, efecto piezo eléctrico, efecto magneto resistivo, efecto electro resistivo ente otros.

En *MEMS* es de vital importancia conocer de antemano el comportamiento que presentará un material bajo las condiciones de diseño o simulación otorgadas, por tal motivo es imprescindible conocer los parámetros mecánicos más importantes como lo son esfuerzos internos del material, módulo de *Young* y módulo de *Poisson*; estos parámetros de los materiales gobiernan el comportamiento mecánico bajo tensión en partes móviles, situación que es importante en el diseño estructural de *MEMS*. Por otra parte propiedades como la conductividad térmica y medidas de calor específico de los materiales proporcionan información acerca de cómo pueden estos desenvolverse en cualquiera de los diferentes escenarios donde existan cambios de temperatura que afecten el sistema o que dependan de un cambio en su temperatura para la correcta actuación. Los esfuerzos internos causan la deformación de la estructura provocando grietas en el material. Dependiendo de las diferentes orientaciones de fuerzas a las que está sometido una estructura este tipo de esfuerzo puede ser de tensión o compresión y ambos se relacionan directamente con el módulo de *Young*  $E$  del Material como se muestra en la ecuación 1.

$$E = \frac{\text{Esfuerzo}}{\text{Deformacion}} = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} \quad (1)$$

Dónde:

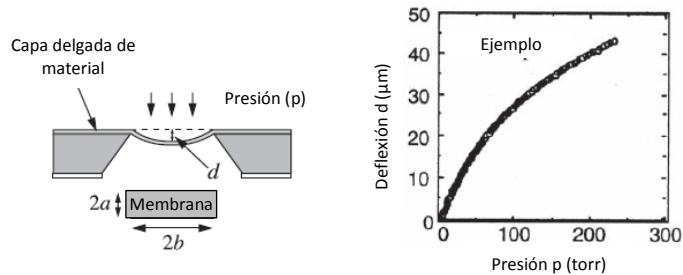
- $E$  Módulo de Young o de elasticidad del material.
- $F$  Fuerza aplicada al objeto.
- $A_0$  Área de la sección transversal donde es aplicada la fuerza.
- $\Delta L$  Cambio en la longitud del objeto.
- $L_0$  Longitud original del objeto.

Este módulo describe la relación que existe entre la deformación de una estructura y la fuerza que está siendo aplicada como se puede observar en la Figura 5. Se define gráficamente como la pendiente de la recta tangente a la curva esfuerzo-tensión que comúnmente se emplea para la caracterización de un material en bruto. En la Figura 5 se puede apreciar el concepto de carga-deflexión sobre una membrana con la cual es posible calcular el Modulo de *Young* y el esfuerzo de fluencia del material empleado en la fabricación de esta, aplicando la ecuación 1, teniendo en cuenta que la deformación corresponde a la deflexión y el esfuerzo a la presión en la gráfica..

Propiedades como el esfuerzo de fractura y el esfuerzo de fluencia se deben tener en cuenta al momento de realizar cualquier tipo de diseño estructural *MEMS* para asegurar su confiabilidad. El esfuerzo de fluencia  $\sigma$  del material es definido como el esfuerzo al

cual el material exhibe una desviación de la proporcionalidad de la curva trazada de fuerza y esfuerzo.

Figura 5. Determinación de Módulo de Young  $\epsilon$  y esfuerzo de fluencia  $\sigma$  mediante carga-deflexión.



Adaptado de: KORVINK J. , PAUL O. " MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications", En: Material Properties: Measurement and Data. William Andrew Publishing 2006. P 58.

Si una fuerza ocasiona un esfuerzo mayor al esfuerzo de fluencia la estructura se deformará plásticamente y no volverá a asumir su posición normal, además sus condiciones de operación y propiedades cambian irreversiblemente. El esfuerzo último es el punto en donde la estructura de un dispositivo falla y se quiebra inevitablemente. Por tal motivo es imprescindible diseñar micro estructuras en donde el valor de los esfuerzos tanto último como de fluencia estén muy por debajo de los límites del material.

Las propiedades térmicas de los materiales incluyen la conductividad térmica y el calor específico. El diseño orientado hacia la eficiencia térmica es muy importante ya que los MEMS emplean componentes sensibles a los cambios de temperatura en áreas muy pequeñas. Algunos de los dispositivos MEMS emplean justamente estos cambios de temperatura como principio de actuación o sensado, por este motivo es de vital importancia tener controlado estos fenómenos en el sistema que se desarrollará.

#### 4.3 PROCESO DE FABRICACIÓN

La tecnología de fabricación de los MEMS proviene directamente de la industria de los circuitos integrados lo que permite la cofabricación sobre sustratos como por ejemplo, el silicio. El micro maquinado es el nombre oficial otorgado a los procesos de fabricación de esta tecnología, hace referencia al moldeado microscópico de estructuras mecánicas sobre o en el sustrato de silicio logrando una conformación tridimensional de la estructura y abriendo a los diseñadores un mundo de posibilidades de construcción.

El micro maquinado comprende dos técnicas procedimentales, el *Bulk micromachining* el cual se caracteriza por construir estructuras cavando en el mismo sustrato y el *Surface Micromachining* que se caracteriza por la adhesión de capas al sustrato, posteriormente estas capas son cavadas para formar la estructura deseada; sin embargo existen otras técnicas menos empleadas como la LIGA 3D y la *Deep Reactive Ion Etching DRIE* por sus siglas en inglés, desarrollada por Bosch. Cabe anotar que la selección de cualquiera de estos procesos está asignado en un 100% a los diseñadores quienes toman la determinación dependiendo de factores como la forma de la estructura, los tipos de materiales usados y los equipos con los que cuenten en laboratorio. El proceso de micro maquinado se divide en tres etapas fundamentales las cuales son procesos cíclicos que conllevan a la exitosa fabricación del MEMS. En un proceso repetitivo de deposición, grabado y remoción de material se crean lentamente las estructuras deseadas con el fin de formar cavidades, canales o cualquier estructura que se esté diseñando. En la etapa de deposición el material es agregado al sustrato para ser grabado y determinar que porción se debe remover y cual se debe conservar. Una vez finalizado el proceso de ataque al sustrato, se inicia el proceso de remoción del material para obtener la estructura final; cada uno de estos 3 pasos se ejecuta mediante diferentes técnicas las cuales son determinadas de acuerdo a la complejidad de la pieza.

#### *4.4 HERRAMIENTAS CAD (diseño asistido por computador) Y CAE (ingeniería asistida por computador)*

Las herramientas computacionales son de gran ayuda al momento de diseñar un dispositivo puesto que permiten al diseñador realizar un modelo virtual y analizar los diferentes fenómenos a los que un dispositivo pueda verse enfrentado. De esta manera es posible hacer una reducción sustancial en el tiempo de diseño así como también en el costo de pruebas experimentales pues fenómenos como transferencia de calor, interacciones de estructuras y análisis de dinámica de fluidos pueden ser esquematizados y llevados a cabo antes de la fabricación del dispositivo. El desarrollo y correcto funcionamiento de dispositivos MEMS está directamente influido por el proceso previo de diseño y análisis de las estructuras que lo componen. Durante la última década el diseño asistido por computador (CAD) así como la denominada ingeniería asistida por computador (CAE) han tenido más participación en el proceso de diseño de los diferentes componentes de un MEMS. En la actualidad se ha desarrollado diferente software orientado al análisis de materiales, análisis de dinámica de fluidos, análisis de transferencia de calor, resolución de ecuaciones, entre otros. Uno de los factores más importantes de los dispositivos MEMS es el material, en la Tabla 1 se aprecian algunos software especializados en simulación de materiales que le permiten al diseñador verificar si el comportamiento de un material en el marco del funcionamiento del dispositivo es el adecuado para la estructura diseñada. Las herramientas CAD ayudan directamente al diseñador a expresar de una forma ordenada y mediante un modelo virtual cualquier tipo de idea que este tenga. Al esquematizar modelos 3D y 2D de estructuras, el diseñador está en la capacidad de tener una vista previa del dispositivo o componente para integrar cualquier idea o pensamiento que se tenga y así evaluarla mediante las herramientas CAE. Las herramientas CAE permiten a los diseñadores evaluar cualquier dispositivo o estructura mediante la recreación de los fenómenos en que estos se ven involucrados empleando software de simulación computacional. La simulación es un proceso complejo

en el cual dependiendo del método a desarrollar se resuelven una serie ya sea de ecuaciones diferenciales o ecuaciones lineales. Existen métodos computacionales que resuelven ecuaciones diferenciales parciales, esto significa que durante su ejecución, están resolviendo una ecuación que describe la distribución de un campo sobre una porción de espacio tal como es el caso de la resolución de las ecuaciones provenientes de simulaciones de elementos finitos. Las ecuaciones diferenciales parciales se encuentran asociadas directamente a una malla que fracciona el espacio en unidades más pequeñas y posteriormente se obtiene una ecuación por cada pequeña unidad de división.

Tabla 1. Software empleado en simulación de materiales.

Nombre del Programa	Área de Aplicación	Disponibilidad	Internet
CAChe	Química Cuántica/ Mecánica Molecular	Comercial	<a href="http://www.cachesoftware.com/cache/">www.cachesoftware.com/cache/</a>
Materials Explorer	Dinámica Molecular	Comercial	<a href="http://www.cachesoftware.com/materialsexplorer/index.shtml">www.cachesoftware.com/materialsexplorer/index.shtml</a>
Materials Studio	Química Cuántica / Mecánica Molecular / Dinámica Molecular	Comercial	<a href="http://www.accelrys.com/mstudio/">www.accelrys.com/mstudio/</a>
GAMESS	Química Cuántica	Gratis para Investigacion	<a href="http://www.msg.ameslab.gov/GAMESS/">www.msg.ameslab.gov/GAMESS/</a>
TURBOMOLE	Química Cuántica	Gratis para Investigacion	<a href="http://www.turbomole.com">www.turbomole.com</a>
GROMACS	Dinámica Molecular	Gratis para Investigacion	<a href="http://www.gromacs.org">www.gromacs.org</a>
CPMD	Dinámica Cuántica Molecular	Gratis para Investigacion	<a href="http://www.cpmd.org">www.cpmd.org</a>
ThermoCalc	Termodinámica Computacional	Comercial	<a href="http://www.thermocalc.se">www.thermocalc.se</a>
FactSage	Termodinámica Computacional	Comercial	<a href="http://www.factsage.com">www.factsage.com</a>

Adaptado de: KORVINK G., RUDNYI Evgenii, GREINER Andreas y LIU Zhenyu " MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications", En: MEMS and NEMS Simulation. William Andrew Publishing 2006. p 121.

El método de elementos finitos es quizás el más empleado por el software comercial de simulación de *MEMS*, en la Tabla 2 se muestran algunos ejemplos de software comercial utilizado para este tipo de simulaciones. Este método está basado en la confección de una malla la cual se encuentra conformada por elementos individuales en 2 y 3 dimensiones, cada uno de estos se convierten en nodos a los cuales se asignará una ecuación, estos nodos pueden ser ubicados en cualquier parte del dominio y muy pocas veces se ubican dentro de la misma celda de control. Este método se encarga de resolver tantas ecuaciones diferenciales parciales como nodos o elementos se encuentren en la malla mediante una técnica denominada método residual cuyo principio básico de funcionamiento es determinar el error para iterar de nuevo y minimizarlo.

El método de volúmenes finitos tiene un requerimiento similar en cuanto al enmallado de sus superficies y volúmenes, con la única restricción que los elementos interiores no pueden tener vértices de más de 90°. En la Tabla 3 se aprecian algunos software utilizados para este tipo de análisis. El principio es el mismo resolviendo ecuaciones parciales diferenciales por cada iteración en el programa.

Una diferencia sustancial entre ambos métodos se encuentra en el hecho que en el método de volúmenes finitos existen subprogramas que pueden evaluar de manera diferente y con diferentes parámetros una porción específica de la malla. Este tipo de programación ha hecho que software como *Fluent* y *Comsol* hayan tenido tanto éxito a nivel académico e industrial, permitiendo la correcta recreación de los fenómenos físicos.

El enmallado es parte fundamental del proceso de simulación y por tal motivo los diseñadores de software han realizado un gran trabajo en facilitar cada vez más esta tarea. Anteriormente las mallas eran confeccionadas elemento por elemento proceso que para una aplicación compleja podía tardar meses. En la actualidad, programas como *Ansys* simplifican esta tarea mediante herramientas automatizadas de enmallado que permiten ajustar un sin número de parámetros para su correcto diseño, situación que ha ocasionado que el uso de software de simulación se popularice cada día más.

Los software *CAD* y de simulación para *MEMS* generalmente poseen características como construcción rápida y visualización de estructuras 3D, base de datos de propiedades de materiales, herramientas de simulación de fenómenos básicos tales como fenómenos térmicos, estructurales, electroestáticos, análisis de fluidos, análisis multifísico, simulación de procesos de fabricación y base de datos de procesos de fabricación. En un proceso de diseño ideal de *MEMS* el usuario debe simular el proceso de fabricación como primera medida incluyendo materiales y condiciones iniciales. Después de esto un modelo sólido 3D es obtenido el cual se procederá a enmallar para realizar los procesos de análisis y simulación subsiguientes a él.

Tabla 2. Software basado en el método de elementos finitos.

Nombre del Programa	Aplicación MEMS	Disponibilidad	Internet
ANSYS	Multifísico	Comercial	<a href="http://www.ansys.com">www.ansys.com</a>
PATRAN MARC	Multifísico	Comercial	<a href="http://www.mscsoftware.com/">www.mscsoftware.com/</a>
CFD-ACE+	Multifísico	Comercial	<a href="http://www.cfdrc.com/datab/software/aceplus/">www.cfdrc.com/datab/software/aceplus/</a>
FEMLAB	Multifísico	Comercial; requiere MATLAB	<a href="http://www.femlab.com">www.femlab.com</a>
DIFFPACK	Multifísico	Comercial	<a href="http://www.diffpack.com">www.diffpack.com</a>
ABAQUS	Multifísico	Comercial	<a href="http://www.abaqus.com">www.abaqus.com</a>
FIDAP	CFD	Comercial	<a href="http://www.fluent.com/software/fidap/index.htm">www.fluent.com/software/fidap/index.htm</a>
NM SESES	Multifísico	Comercial	<a href="http://www.nmttec.ch">www.nmttec.ch</a>

Adaptado de: KORVINK G., RUDNYI Evgenii, GREINER Andreas y LIU Zhenyu " MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications", En: MEMS and NEMS Simulation. William Andrew Publishing 2006. p 121.

Tabla 3. Software basado en el método de volúmenes finitos.

Nombre del Programa	Área de Aplicación	Disponibilidad	Internet
FLUENT	CFD	Comercial	<a href="http://www.fluent.com/software/fluent/index.htm">www.fluent.com/software/fluent/index.htm</a>
CLAW PACK	CFD	Gratis para Investigación	<a href="http://www.amath.washington.edu/~claw/">www.amath.washington.edu/~claw/</a> <a href="http://www.cfdrc.com/datab/software/aceplus/">www.cfdrc.com/datab/software/aceplus/</a>
CFD-ACE+	Multifísico	Comercial	
DESSIS	Transporte Semiconductor	Comercial	<a href="http://www.ise.ch/products/index.html">www.ise.ch/products/index.html</a>
CFX	Multifísico	Comercial	<a href="http://www.software.aeat.com/cfx">www.software.aeat.com/cfx</a>
Flow3D	CFD	Comercial	<a href="http://www.flow3d.com">www.flow3d.com</a>

Adaptado de: KORVINK G., RUDNYI Evgenii, GREINER Andreas y LIU Zhenyu " MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications", En: MEMS and NEMS Simulation. William Andrew Publishing 2006. p 121.

#### 4.5 MICRO ACTUADORES

La tecnología MEMS ofrece un sin número de posibilidades de actuación bajo principios electrostáticos, piezoeléctricos, magnetostáticos, neumáticos, hidráulicos, expansión térmica, memoria de forma y combustión química entre otros. Cada método de actuación posee sus propias ventajas y desventajas así como su propia adecuación espacial y requerimientos de estructuras adicionales en el dispositivo.

Las micro bombas más comunes son del tipo de desplazamiento positivo, las cuales emplean como fuerza una fuente mecánica para mover un fluido. Estas se diseñan para maximizar la presión de bombeo, el volumen del caudal y minimizar el volumen muerto. La fuente de actuación está casi siempre ubicada en una recámara la cual tiene una membrana elástica de fondo y un volumen inicial  $V_0$ . El proceso de actuación cualquiera que sea deforma la membrana y esta a su vez ocasiona un cambio de volumen que posteriormente será el volumen desplazado  $V_b$ ; al realizar este tipo de movimiento periódicamente se puede alcanzar un bombeo firme y no peristáltico. La razón de compresión está definida por la ecuación 2 teniendo en cuenta que la mayoría de las micro bombas trabajan con un nivel alto de presión y bajo nivel de compresión puesto que lo ideal es que la recámara bajo la membrana se expanda al mismo ritmo. Es necesario integrar de manera activa un par de micro válvulas ya que se debe rectificar la dirección del flujo debido a la reversibilidad cinemática de los fluidos dominados por la viscosidad.

$$\varepsilon = \frac{V_b}{V_0} \quad [2]$$

Dónde:

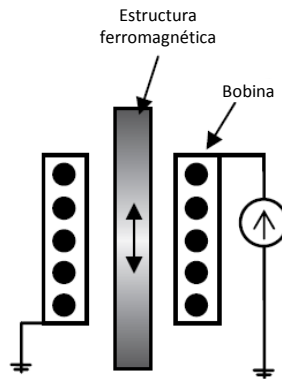
$\varepsilon$  Razón de compresión.  
 $V_b$  Volumen bombeado.  
 $V_0$  Volumen muerto.

**4.5.1 Actuación Electromagnética:** La actuación electromagnética, que se observa en la Figura 6, funciona de manera similar a la de un solenoide. Una bobina genera un campo electromagnético que induce una fuerza a la estructura ferromagnética la cual se encuentra acoplada a una membrana de tal manera que cuando la bobina deje de ser energizada retorne a su posición original generando el impulso de actuación.

**4.5.2 Actuación Piezoeléctrica:** La actuación piezoeléctrica que se observa en la Figura 7, se basa en el movimiento peristáltico de una membrana debido a la adhesión de un material piezoeléctrico, este tipo de material se caracteriza por su deformación al ser aplicada una diferencia de potencial puesto que se produce un esfuerzo mecánico interno.

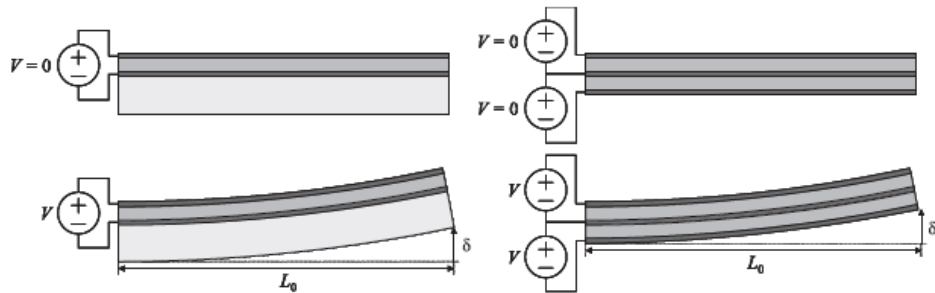


Figura 6. Fuente de actuación basada en Actuación Electromagnética.



Adaptado de: WANJUN Wang, SOPER Steven. " Bio-MEMS Technologies and Applications", En: Micropump Applications in Bio-MEMS. Taylor & Francis Group 2007. p 152.

Figura 7. Fuente de actuación basada en Actuación Piezoeléctrica



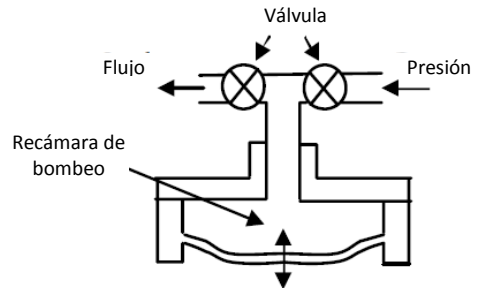
Fuente: JUDY Jack. "Mems a practical gide to desing analysis and aplications", En: Micro Actuators. William Andrew Publisihing 2.006. p 793.

**4.5.3 Actuación Neumática:** Este tipo de actuación mostrada en la Figura 8, emplea un circuito neumático de gas confinado a alta presión, el cual se acopla a una membrana de bombeo. En el interior de la recámara neumática la presión del gas dentro de ella es controlada mediante un par de micro válvulas que se encargan de presurizar y despresurizar la recámara.

**4.5.4 Actuación Shape Memory Alloy (SMA) o material con memoria de forma:** Como se muestra en la Figura 9, pueden ser empleados como fuentes de actuación al acoplar el material SMA con un resorte. El material SMA es inicialmente torneado y memorizado en forma de una bobina expandible que se comprime al ensamblarse en el actuador en donde al hacer circular una corriente, esta comienza a elevar la temperatura de su

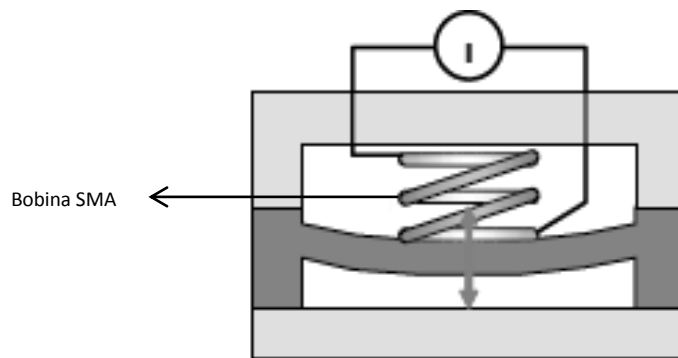
estructura alcanzando el punto crítico de memoria, punto en donde la bobina se extiende y genera una presión sobre la membrana de actuación.

Figura 8. Fuente de actuación basada en Actuación Neumática.



Adaptado de: WANJUN Wang, SOPER Steven. "Bio-MEMS Technologies and Applications", En: Micropump Applications in Bio-MEMS. Taylor & Francis Group 2007. p 152.

Figura 9. Fuente de actuación basada en Actuación *Shape Memory Alloy* (SMA)

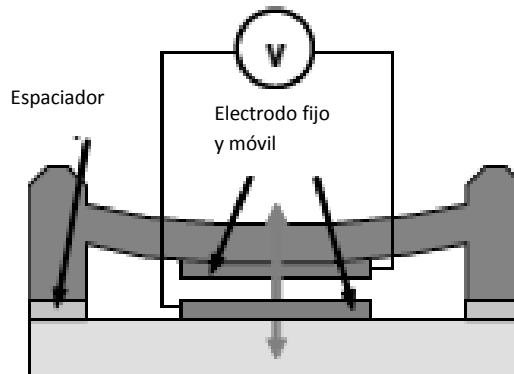


Adaptado de: KWANG Oh y CHONG Ahn, "A review of microvalves", En: Journal of Micromech. Microeng. Ed.16 2006, pp. 13-39.

**4.5.5 Actuación Electroestática:** La actuación electroestática presentada en la Figura 10, se basa en la carga capacitiva de la estructura de un condensador en presencia de un campo eléctrico. A medida que el electrodo se carga, una fuerza empuja el electrodo móvil que deforma la membrana.

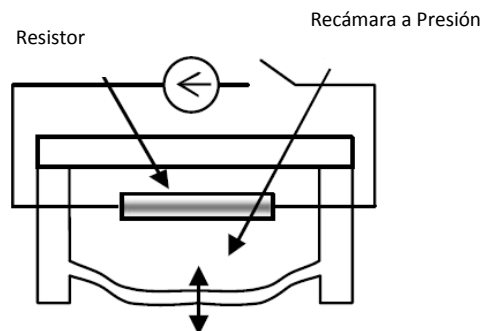
**4.5.6 Actuación Termoneumática:** La actuación termoneumática mostrada en la Figura 11, está basada en la expansión de un gas confinado en una recámara de actuación con el fin de deformar una membrana. La actuación se puede llevar a cabo mediante la expansión de un gas o una fase vapor-liquido, ambos producidos por el calentamiento interno de la cavidad de actuación mediante un resistor.

Figura 10. Fuente de actuación basada en Actuación Electroestática.



Adaptado de: KWANG Oh y CHONG Ahn, "A review of microvalves", En: Journal of Micromech. Microeng. Ed.16 2006, pp. 13-39.

Figura 11. Fuente de actuación basada en Actuación Termoneumática



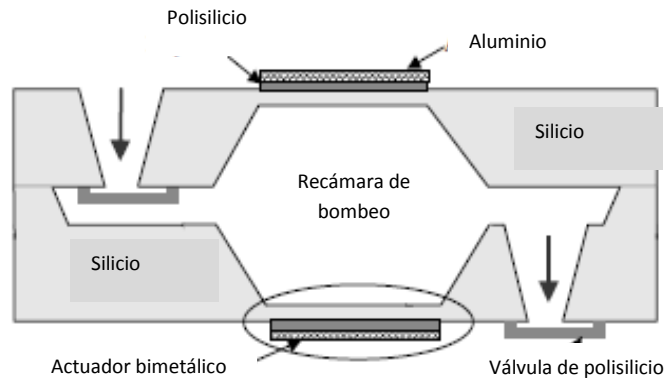
Adaptado de: WANJUN Wang, SOPER Steven. " Bio-MEMS Technologies and Applications", En: Micropump Applications in Bio-MEMS. Taylor & Francis Group 2007. p 152.

**4.5.7 Actuación Bimetálica:** La actuación Bimetálica que se presenta en la Figura 12, está basada en un fenómeno termomecánico generado por el calentamiento de dos láminas unidas con una diferencia substancial en el coeficiente de expansión térmica. La actuación se debe a la deformación del conjunto puesto que cuando este se calienta la disipación de calor en cada lámina se produce a un ritmo diferente generando una expansión que al no ser homogénea causa una deformación.

Los diferentes principios de actuación ya mencionados son implementados en el funcionamiento de las denominadas micro válvulas activas, este tipo de micro válvulas presentan un mejor tiempo de respuesta en comparación con las micro válvulas mecánicas, estas micro válvulas son controladas eléctricamente por un micro procesador

o por un sistema lógico de actuación que permite tener el control de la apertura y cierre de ellas para optimizar los tiempos del sistema y ejecutar el proceso de bombeo de una manera más rápida.

Figura 12. Fuente de actuación basada en Actuación Bimetálica



Adaptado de: YANG Y., YE X. y JIANG X.. "A bimetallic actuated micropump", En: Microelectromechanical Systems (MEMS)-ASME, 1.996, pp. 351-354

La micro actuación mecánica originada por factores mecánicos se ha orientado hacia el desarrollo de elementos y estructuras que imitan las concepciones macroscópicas de actuación como lo es la hidráulica o la neumática. La micro actuación termo mecánica ha sido desarrollada extensivamente y muy investigada a lo largo del desarrollo de estos dispositivos, en este tipo de actuación la expansión térmica de los materiales o conjunto de materiales es aprovechada para generar actuaciones de tipo lineal intermitente.

Es imperativo en el diseño de *MEMS* tener una concepción de lo que son los factores de escalamiento y los cambios de propiedades físicas con el fin de conocer de antemano lo que puede suceder al miniaturizar materiales y estructuras en cualquier dispositivo *MEMS*. Debido a los grandes efectos que el escalamiento ejerce, nuestra intuición de lo que podría suceder a macro escala no se transfiere directamente a micro escala. Al diseñar micro actuadores es muy importante estar al tanto de estos fenómenos pues no se puede diseñar un dispositivo *MEMS* si se está basado en un principio macro.

#### 4.6 BIOMEMS

El término *BioMEMS* por sus siglas en inglés que significan *Biological Micro Electro Mechanical System* y en español conocidos como Sistemas Micro Electromecánicos Biológicos, hace referencia a las aplicaciones de microsistemas con usos para el área médica, bioquímica o cualquier aplicación médico-biológica. Su uso está enfocado a seres vivos, y su función es sensar, procesar, e interactuar con un medio biológico y con diferentes tipos específicos de células, órganos o tejidos. La incursión de *MEMS* en

aplicaciones Biomédicas promete llevar esta ciencia a un nivel superior. Las aplicaciones que en este momento están liderando el campo están divididas en dos ramas las cuales son diagnóstico y sistemas terapéuticos. Algunas de estas aplicaciones son diagnósticos *DNA*, sistemas de laboratorios embebidos *LabOnChip*, ordenado celular y molecular, reparación activa de tejidos, dosificación de medicamentos, sistemas micro invasivos de cirugía y bio capsulas.

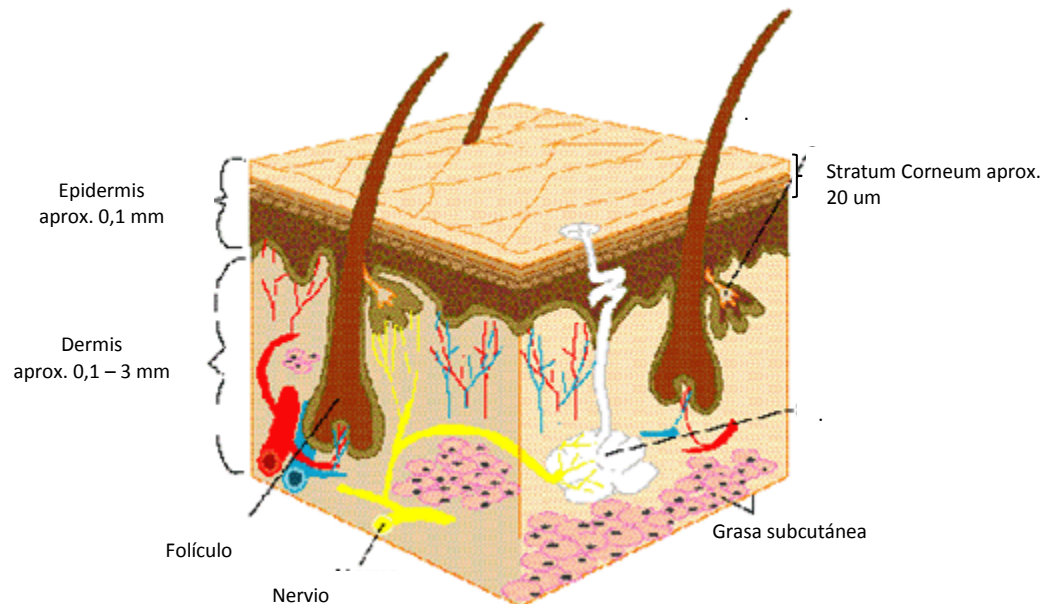
Los sistemas de dosificación de medicamentos son exitosamente aplicados en terapias para indicaciones crónicas que requieren de inyecciones recurrentes. Sistemas tipo *MEMS* situados sobre o debajo de la piel pueden ser recargados con menos regularidad y permitir que la persona no se incomode demasiado con el tratamiento aplicado. En ambos casos la dosificación terapéutica de medicamentos es provista por una micro bomba la cual entrega la cantidad requerida de medicamento al medio. Las micro bombas son frecuentemente diseñadas bajo principios físicos como los piezoeléctricos, los neumáticos, térmicos y electrostáticos entre otros. Una de las ventajas de los sistemas de dosificación de medicamentos es que la regulación de estos se puede obtener por muchos factores como actividad física o cardíaca e ingestión de alimentos. Como ejemplo de esto tenemos al tratamiento de la diabetes, el cual debe incluir un ciclo cerrado de control de la dosificación de insulina precisamente teniendo en cuenta estos 3 parámetros. Hoy en día dispositivos funcionales esperan ser demostrados pese a que el planteamiento conceptual de estos dispositivos fue realizado en 1.960.

En el caso de los sistemas de dosificación de medicamentos mediante métodos transdérmicos, se han fabricado estructuras de micro agujas con el objetivo de aumentar la permeabilidad dérmica, de igual forma reportes de micro agujas fabricadas con longitudes entre los 300 y 500  $\mu\text{m}$  han demostrado ser indetectables por el sistema nervioso central incurriendo así en una inyección indolora. Arreglos de estas estructuras de micro agujas son fabricados con el fin de dosificar una cantidad considerable bajo el tejido de la piel. Este tipo de dosificación se debe realizar debajo de la capa epidérmica de la piel la cual tiene aproximadamente 0,1 mm de profundidad, atravesando la *Stratum Corneum*. En la Figura 13 se observan algunas distancias a considerar de acuerdo a la capa de la piel a la que se requiera llegar. La *Stratum Corneum* es la capa más gruesa de la piel, tiene entre 15 y 20  $\mu\text{m}$  de profundidad y se encuentra compuesta por células de piel muerta las cuales forman una barrera de protección contra fluidos y materiales del exterior. Fibras sensorías detectan estímulos externos como temperatura, presión y aquellos que causan dolor y generan una señal que es recibida por el sistema nervioso central. Las agujas hipodérmicas causan dolor debido a que son tan largas que penetran muy profundo en la piel y tiene contacto con las fibras sensibles al dolor. Actualmente en el Mercado las agujas más delgadas son las destinadas a la inyección de insulina las cuales poseen un diámetro exterior de 254  $\mu\text{m}$ .

**4.6.1 Sistemas Terapéuticos:** Un gran reto se está imponiendo por parte de los diferentes sistemas de salud a nivel mundial hacia la industria *MEMS* con la exigencia de tratamientos menos invasivos y más rápidos. Uno de los retos más interesantes se encuentra en el área de la dosificación de medicamentos, en donde el objetivo es mantener un nivel terapéutico de algún medicamento en el sistema sanguíneo. Métodos

tradicionales para la solución de este problema indican medios intravenosos u orales los cuales tienen muchas desventajas hoy en día como lo son las peligrosas fluctuaciones en la concentración del medicamento en el organismo. La eliminación de dichas fluctuaciones requiere que el agente terapéutico en este caso el medicamento sea dosificado a un ritmo igual al mismo que este tarda en desecharlo de su sistema.

Figura 13. Constitución de la piel humana



Adaptado de: Skin Layers [en línea]. Estados Unidos, 2005 [consultado el 20 de Mayo de 2011]. Disponible en internet: <http://www.healthnewsportal.com/dictionary/Definition/3649.html>

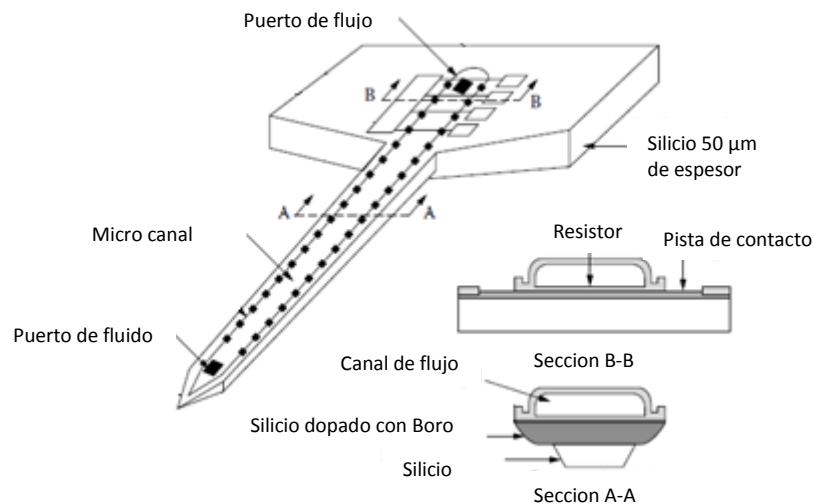
**4.6.2 Sistemas de Dosificación Implantables:** Estos sistemas son aptos para terapias de indicación crónica en donde se requiere de múltiples inyecciones del medicamento a dosificar. Este tipo de dispositivos estratégicamente ubicados pueden ser recargados mediante una inyección hipodérmica con menos frecuencia y reduciendo considerablemente el riesgo de infección.

La administración terapéutica de estos medicamentos es lograda gracias a las micro bombas que dosifican el fluido de manera precisa, como la micro bomba tipo SMA desarrollada por Benard Rick. Una de las ventajas de estos sistemas implantables es que permiten la regulación de la cantidad a suministrar basados en la actividad física por medio de sensores de presión y de flujo que son instalados directamente en las arterias y venas.

**4.6.3 Sistemas de Dosificación Mecánica:** La dosificación terapéutica por medios transdérmicos trae consigo limitaciones referentes a la degradación del medicamento. Por esta razón las micro agujas plantean ser una excelente solución a este problema.

**4.6.4 Micro Agujas Tipo In Plane:** Ver Figura 14, este tipo de micro agujas se ha estado desarrollando desde 1.990, teniendo como colaboradores desde sus inicios la universidad de California. Una combinación de micro maquinado superficial fue utilizada para fabricar micro agujas huecas tipo *in plane* de una longitud de entre 1 y 6 mm .Se denominan *in plane* debido a que su fabricación no se basa en depositar el material sobre el silicio sino que es este el que se moldea para fabricarlas.

Figura 14. Diagrama esquemático de micro aguja tipo *In plane*



Adaptado de: WANJUN Wang, SOPER Steven. " Bio-MEMS Technologies and Applications", En: Micropump Applications in Bio-MEMS. Taylor & Francis Group 2007. p 152.

**4.6.5 Micro Agujas tipo Out of Plane:** Ver Figura 15, este tipo de agujas puede ser agrupada de tal manera que la densidad de ubicación en el arreglo sea mucho mayor que las del tipo *in plane*. Esto quiere decir que un número significativo de micro agujas puede ser fabricado en una sola pieza reduciendo de esta manera los riesgos de fractura por inserción y permitiendo mayor dosificación del líquido. Los primeros modelos de este tipo de micro agujas fueron presentados en 1.993.

## 4.7 MICROFLUIDOS

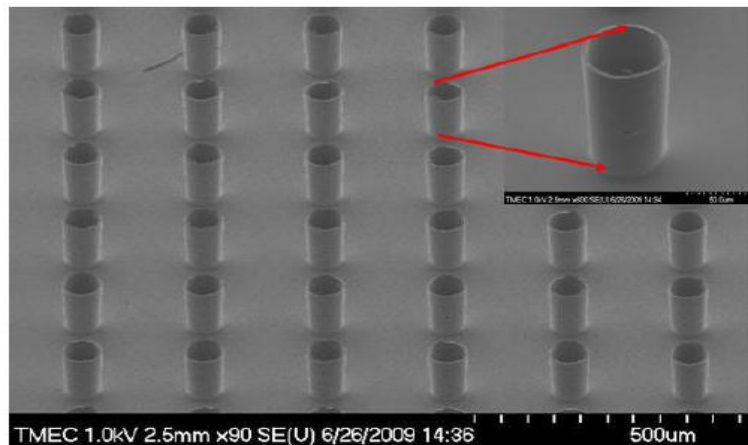
Desde el punto de vista físico y de ingeniería los micros fluidos pueden ser distinguidos del mundo macro por la pequeña cantidad de masa que se maneja y la relación tan

inequitativa entre la superficie y el volumen. A esta escala efectos como tensión superficial y efectos dieléctricos tienen una mayor importancia en la dinámica de los fluidos. Debido a las cortas distancias entre las estructuras del sistema, efectos como la difusión y la transferencia de calor sobre los fluidos se aceleran desmedidamente, razón por la cual los diseñadores buscan nuevos principios de diseño y maneras innovadoras de llevar a cabo las acciones bajo este nivel.

La fuerza relacionada a la tensión superficial en micro volúmenes es mayor que el efecto de la gravedad. Por tal motivo esta debe ser tenida en cuenta para el diseño de dispositivos en los cuales se manipulan fluidos impulsados por fuerzas pequeñas.

Al momento de pensar en el transporte de micro fluidos, se deben tener en cuenta factores importantes como la difusión y la viscosidad. La difusión es el mecanismo que contrarresta la formación de distribuciones de partículas con densidad no uniforme por lo que se debe tener en cuenta para la uniformidad del flujo. La viscosidad hace referencia a la fricción interna que posee un fluido y se relaciona directamente con la transferencia de *momentum* sobre el fluido en cuestión, este factor es el que permite la transmisión del movimiento en un fluido.

Figura 15. Imagen SEM micro agujas tipo out-of-plane huecas.



Fuente: ASHRAF M. W., TAYYABA S., AFZULPURKAR N., LOMAS T., TUANTRANONT A., NISAR A., y BOHEZ E. L. J., "Design, Analysis and Fabrication of MEMS-based Silicon Microneedles for Bio-Medical Applications", En: 2010 International Conference on Electrical Engineering/Electronics Computer Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), Chiang Mai Junio 24 de 2.010, pp.950-953 [6.4].

La ecuación de Navier Stokes, ecuación 3, muestra el equivalente de conservación de *momentum* y masa. Al ser las estructuras tan pequeñas y albergar volúmenes de la misma proporción este tipo de fluidos son considerados incompresibles y la ecuación de Navier Stokes se expresa de la siguiente manera:



$$\rho \left[ \frac{\partial}{\partial t} u + (u \cdot \nabla) u \right] = -\nabla p + \eta \nabla^2 u + \rho g \quad (3)$$

Los términos a la izquierda del igual representan el momentum del fluido y los tres términos a la derecha del igual representan la densidad de fuerzas actuando sobre el elemento fluido debido a la caída de presión  $-\nabla p$ , las fuerzas viscosas variantes de coeficiente  $\eta$ , y la fuerza de gravedad  $\rho g$  debida al volumen de fluido que se está manejando. Ha de denotarse que al manejar volúmenes de fluido tan pequeños el término  $\rho g$  puede ser despreciado de la ecuación.

Como consecuencia de los despreciables efectos que tiene las fuerzas volumétricas sobre los micros fluidos, la dinámica que el sistema tendrá estará determinada netamente por el número de Reynolds ecuación 4.

$$Re = \frac{\rho V l}{\eta} \quad (4)$$

El cual tiene componentes de velocidad  $V$  y características de dimensión  $l$  del sistema bajo observación. Este número de control nos relaciona la proporción de trabajo empleado en aceleración con los efectos viscosos, así como también identifica el tipo de flujo que estamos manejando.

En micro dispositivos el flujo que generalmente se toma en consideración es el laminar, determinación a la cual se puede llegar analizando el número de *Reynolds* del sistema. El flujo laminar posee características como la distribución parabólica de perfiles de velocidad en geometrías de sección circular como se puede observar en la ecuación 5. La cual es de máximo gradiente en el centro y se va desvaneciendo a medida que se acerca a las paredes.

$$V_z(r) = \frac{\Delta p}{4\eta l} (r_0^2 - r^2) \quad (5)$$

El análisis del flujo en micro canales es de mucha importancia para el funcionamiento de un sistema micro electromecánico basado en micro fluidos. Un micro canal es considerado como tal cuando sus medidas no superan 1 mm de arista o son superiores a 1  $\mu m$ . Por encima de 1 mm el flujo experimenta comportamientos parecidos al nivel macroscópico y debajo de 1  $\mu m$  el flujo se caracteriza de manera nanoscópica. Los micro canales ofrecen ventajas debido a su alta relación superficie volumen, estas ventajas son utilizadas con mayor frecuencia en sistemas de transferencia de calor y masa para el diseño de intercambiadores de calor microscópicos.

#### 4.8 FLUIDO

La diabetes *metillus* es un conjunto de síndromes originados por la presencia de hiperglucemia crónica a la que en general se asocian en grado variable un conjunto de complicaciones sistémicas. La diabetes tipo I tiene como característica la dependencia de insulina, debido a la desaparición de las células del páncreas encargadas de producirla. La insulina es una hormona centrada en regular los carbohidratos y grasa del metabolismo en el cuerpo, esta hormona causa que las células en el hígado y los músculos absorban glucosa de la sangre y la guarden como glicógeno en estos mismos.

La liberación de insulina en el páncreas se encuentra sometida a múltiples factores de regulación químicos, nerviosos y hormonales, pero como es lógico, las modificaciones de los principales sustratos energéticos (glucosa, ácidos grasos y aminoácidos) son los que inducen las modificaciones inmediatas en respuesta a la secreción de esta hormona en el organismo.

La insulina se presenta en dos tipos de moléculas las cuales se diferencian por su estructura. La insulina tipo monómera es la que el cuerpo segrega directamente desde el páncreas y pese a que es más efectiva en cuanto a tiempos de acción este tipo de insulina no puede ser almacenada por mucho tiempo debido a su inestabilidad. Por el contrario la insulina hexámera es un tipo de insulina más resistente y de uso común pese a su baja reactividad en el organismo. Las propiedades mecánicas de la insulina más importantes en lo que se refiere a la dosificación de ella son la densidad con un valor de  $1,24 \text{ gr/cm}^3$  y la viscosidad con un valor de  $0,00130 \text{ Ns/m}$ .

## 5. METODOLOGÍA

Para el desarrollo de este proyecto se utilizó la metodología de diseño concurrente que se basa en el desarrollo simultáneo de un producto y de su respectivo proceso productivo, lo cual significa que durante todo el proceso de diseño hasta la fabricación de un producto se presenta una interacción constante entre los elementos básicos que conforman el mismo, tales como la forma, el material, la función y la producción. Generalmente esta metodología se desarrolla en equipos multidisciplinarios de ingenieros, diseñadores y especialistas dependiendo del producto a desarrollar, para este caso en particular el proyecto se ha dividido en subsistemas y cada uno de ellos tiene diferentes etapas las cuales serán determinadas según el equipo encargado y el director del proyecto, lo que significa que se requiere la colaboración de doctores, ingenieros y estudiantes de diferentes áreas.

El diseño del micro actuador es la etapa inicial del desarrollo y al ser parte de una propuesta macro, este se encuentra sujeto a la integración del sistema de sensado y de potencia. En la ejecución del proceso de diseño se llevó a cabo cada una de las etapas del proceso de desarrollo del producto correspondientes al diseño conceptual identificado en la Figura 16 de color amarillo

Figura 16. Proceso de diseño en ingeniería concurrente



Fuente: Profesor Ing. MENDEZ Arnaldo. "Proceso de desarrollo del producto", En: Proceso de diseño y desarrollo. Universidad Autonoma de Occidente (UAO) 2006.

**Planificación:** En esta primera etapa se articula la oportunidad de mercado identificando la propuesta del proyecto como proveniente del grupo de investigación IMMANT, se evalúa el proyecto y se ubica dentro de los desarrollos a mejoras de productos existentes, se considera la plataforma del producto y la arquitectura para finalmente hacer el planteamiento de la misión.

**Desarrollo conceptual:** Esta inicia con la misión del producto, posterior a esta se identifican las necesidades del cliente en este caso el grupo de investigación y principales usuarios, se investiga la factibilidad de los conceptos de acuerdo con las especificaciones iniciales, se generan conceptos, se selecciona el concepto final por medio de matrices de selección, se prueban los conceptos (parámetros de diseño, diseño CAD, configuración de las simulaciones y simulación CFD), posterior a este proceso se indican las especificaciones finales.

Diseño a nivel de sistema: En esta etapa se genera la arquitectura del dispositivo, se definen los principales subsistemas e interfaces que lo constituyen y se refina el diseño industrial con la definición de ensamble final.

Diseño detallado: Inicia con la definición geométrica de las piezas y partes que conforman el sistema, se seleccionan los materiales y componentes de cada subsistema, se definen las tolerancias permisibles en cada sección, se definen los materiales y el proceso de producción de partes y piezas.

Prueba y refinamiento: se realizan pruebas de desempeño, pruebas de fiabilidad y se implementan cambios en el diseño si son necesarios.

La etapa de escalado y producción no se lleva a cabo pues en los objetivos del trabajo se hace énfasis en la etapa de diseño conceptual, por otro lado es evidente que no se cuentan con los equipos para llevar a cabo el proceso de fabricación.

## 6. DESARROLLO CONCEPTUAL

### 6.1 MISIÓN

**Descripción del producto:**

Micro dosificador de fluidos para aplicaciones transdérmicas.

**Principales Objetivos de Marketing:**

Optimizar el consumo de energía del sistema.

Permitir la fácil integración de subsiguientes estructuras.

Permitir procesos de fabricación económicos y tecnológicamente viables.

**Mercado primario:**

Grupo de Investigación IMAMNT.

**Mercado secundario:**

Compañías interesadas en el desarrollo de dispositivos Micro y Nano tecnológicos.

**Premisas y restricciones:**

Actuador capaz de dosificar hasta  $6 \times 10^{-2}$  ml/min.

Dimensiones del actuador menores a 7x7x0.5 mm.

**Partes implicadas:**

Facultad de Ingeniería Universidad Autónoma de Occidente.

Grupo de Investigación IMAMNT.

Docentes de la Facultad de Ingeniería.

## 6.2 IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES

Siguiendo la metodología de diseño de ingeniería concurrente se realizó un análisis de las necesidades planteadas por el grupo de investigación IMAMNT. Después de una reunión del equipo de investigación y el director del grupo, se identificó una serie de parámetros a tener en cuenta los cuales se procesaron de manera tal que fue posible obtener los requerimientos del cliente y su respectiva traducción a un lenguaje más técnico como se puede observar en la Tabla 4.

Tabla 4. Traducción de las necesidades del cliente

Requerimientos del Cliente	Necesidad
Que las dimensiones de las estructuras sean a escala real	Dimensiones Micrométricas
Que sea adaptable a un micro sistema	Flexibilidad de Integración
Que la cantidad dosificada este cerca de la requerida	Exactitud
Que la cantidad dosificada tenga un comportamiento constante	Precisión
Que sea eficiente energéticamente	Bajo Consumo de Energía
Que sea compatible con los procesos de fabricación existentes	Fabricación Simple
Que los materiales sean óptimos	Materiales Resistentes
Que los materiales estén disponibles en el mercado	Materiales Asequibles
Que el flujo sea lo menos pulsante posible	Flujo Continuo
Que la dosificación se haga rápidamente	Bombeo Rápido
Que se realice la dosificación en el menor tiempo posible	Caudal Suficiente
Que sea Bio compatible	Bio compatible
Que no genere ningún tipo de molestia	Que no produzca dolor
Que funcione con diferentes tipos de fluidos	Operación Multipropósito
Que el líquido salga con suficiente fuerza	Presión Adecuada de Salida

Una vez recopiladas todas las necesidades de los clientes, estas fueron jerarquizadas como se observa en la Tabla 5 con el propósito de seguir la metodología de diseño implementada y empezar a estimar la cantidad de tiempo que se implementaría en orientar la solución a cada una de las necesidades presentadas en la Tabla 4.

A continuación en la Tabla 6, se procede a realizar la asignación de métricas a las necesidades así como la asignación de unidades a las métricas para identificar las unidades en que serán medidas las necesidades del cliente.

Una vez definidas las métricas y necesidades del cliente se procede a realizar la clarificación del problema a resolver mediante la descomposición funcional del mismo, con el fin de determinar la cantidad de elementos, si existe más de uno, y la o las funciones que estos cumplen en el desarrollo de la acción requerida.

Tabla 5. Jerarquización de las necesidades

No.	Necesidad	Calificación
1	Dimensiones Micrométricas	10
2	Flexibilidad de Integración	7
3	Precisión	8
4	Exactitud	8
5	Bajo Consumo de Energía	7
6	Bio compatible	9
7	No produzca Dolor	7
8	Fabricación Simple	6
9	Materiales Resistentes	7
10	Materiales Asequibles	2
11	Operación Multipropósito	7
12	Presión Adecuada de Salida	10
13	Flujo Continuo	9
14	Bombeo Rápido	10
15	Caudal Suficiente	10

Tabla 6. Asignación de métricas a necesidades

Métrica No.	Necesidad (es)	Métrica	Importancia	Unidades
1	1, 7, 8	LxDxW	10	$\mu\text{m}^3$
2	2	Cantidad de Sistemas Integrados	3	cant
3	3, 4	Porcentaje de error en dosificación	9	%
5	6, 7, 9	Porcentaje de Bio compatibilidad	10	%
6	8	Nivel de Complejidad de Fabricación	6	0-10
7	9	Esfuerzo de Fluencia del Material	1	Mpa
8	10	Rareza del Material	3	subj
9	11	Cantidad de Fluidos Operables	4	cant
10	11, 12	Presión	10	Kpa
11	11, 13, 14	Ciclos por Segundo	9	Hz
12	14, 15	Velocidad de Bombeo	8	m/s
13	15	Caudal	6	$\text{ml}^3/\text{s}$

### 6.3 DESCOMPOSICIÓN FUNCIONAL

Con el fin de representar el problema de una forma más simple este se esquematiza mediante un diagrama de caja negra como se observa en la Figura 17 en donde se identifican claramente señales, energía y materiales que se emplearán en el proceso. Posterior a este diagrama y con el fin de enfocarnos en el diseño de los diferentes componentes de la caja negra se crea un diagrama funcional como se observa en la Figura 18. En este diagrama es posible seguir el flujo lógico de cada componente para determinar las operaciones requeridas por cada subsistema que en conjunto conllevarán a la operación adecuada del dispositivo.

Después de analizar el diagrama de descomposición funcional se identificó la necesidad de 3 estructuras las cuales son necesarias para la consecución de la tarea de dosificación como se muestra en la Figura 19.

Estas tres estructuras constituyen los subproblemas a tratar, así como también las secciones de conversión de energía las cuales corresponden a principios de actuación. A continuación es aplicada la metodología de diseño concurrente para cada una de los subsistemas, en este caso estructuras, que se identificaron en la etapa de generación de conceptos.



Figura 17. Diagrama de caja negra del sistema

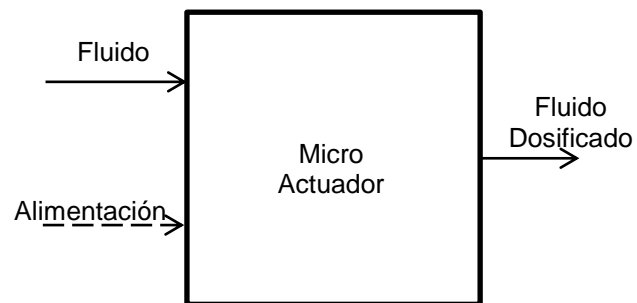


Figura 18. Descomposición funcional

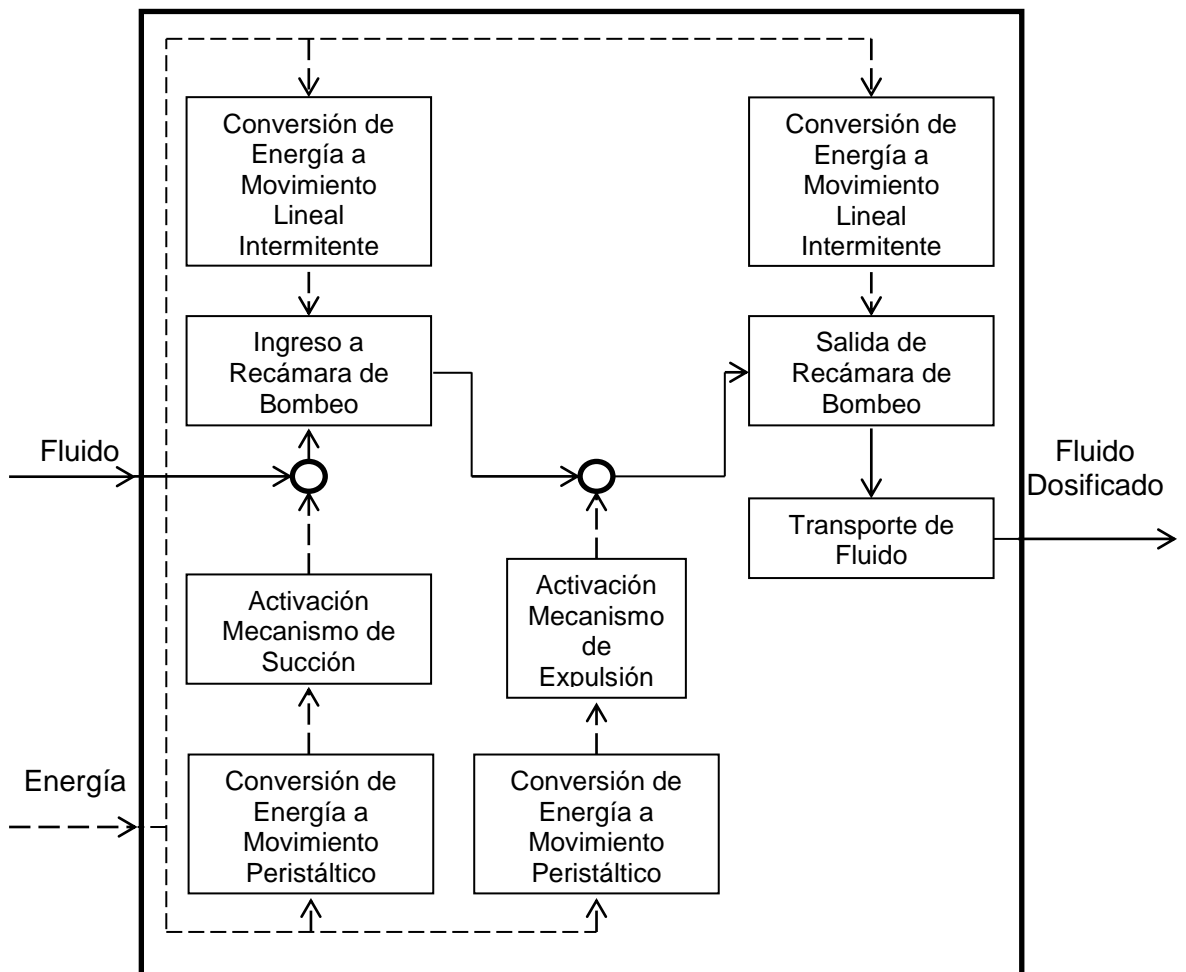
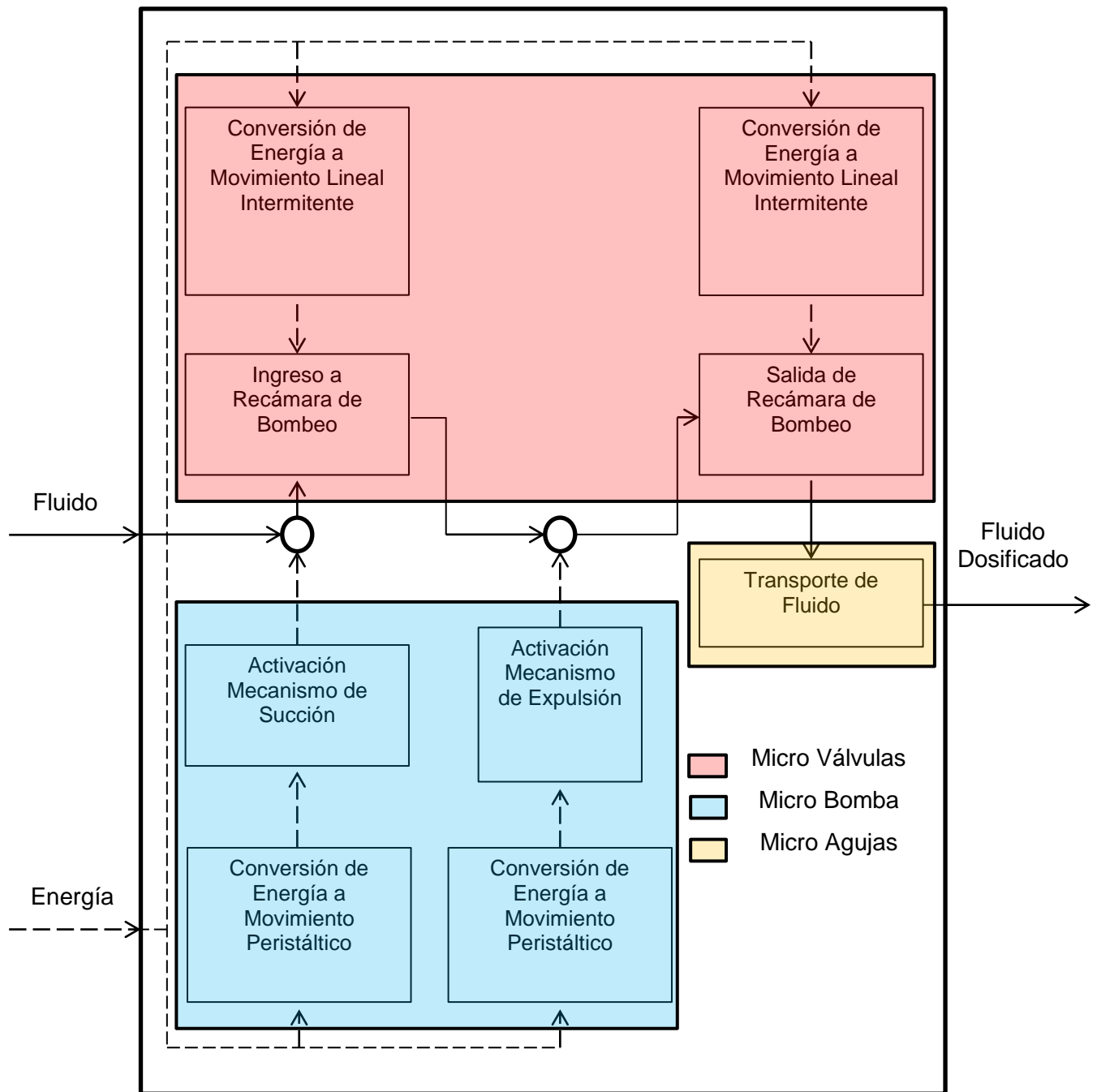


Figura 19. Módulos integrantes del sistema



## 6.4 MÓDULO MICRO AGUJAS

**6.4.1 Identificación de necesidades.** Siguiendo con el proceso del diseño de las estructuras se continúa con las Micro Aguja. Después de una reunión del equipo de investigación y el director del grupo IMAMNT, se identificó una serie de parámetros a tener en cuenta los cuales se procesaron de manera tal que fue posible obtener los requerimientos del cliente y su respectiva traducción a un lenguaje más técnico como se puede observar en la Tabla 7.

Tabla 7. Traducción de las necesidades del cliente para Micro agujas

Requerimientos del Cliente	Necesidad
Que no se sientan al insertarlas	No Genere Dolor
Que sea capaz de dosificar la cantidad requerida	Estructura Adecuada
Que no se quiebren al insertarlas	Estructura Resistente
Que el perfil sea novedoso	Nuevo Diseño
Que sean Bio compatibles	Materiales Bio Compatible
Que sea compatible con los procesos de fabricación existentes	Fabricación Simple
Que los materiales sean óptimos	Materiales Resistentes
Que los materiales estén disponibles en el mercado	Materiales Asequibles

Una vez recopiladas todas las necesidades de los clientes, estas fueron jerarquizadas como se observa en la Tabla 8 con el propósito de seguir la metodología de diseño establecida y empezar a estimar la cantidad de tiempo que se dedicaría en orientar la solución a cada una de las necesidades presentadas en la Tabla 7.

Tabla 8. Jerarquización de las necesidades para Micro agujas

No.	Necesidad	Calificación
1	No genere Dolor	10
2	Estructura Adecuada	10
3	Estructura Resistente	9
4	Nuevo Diseño	10
5	Materiales Bio Compatible	8
6	Fabricación Simple	3
7	Materiales Resistentes	5
8	Materiales Asequibles	3

6.4.2 *Especificaciones Preliminares.* A continuación en la Tabla 9, se procede con la asignación de métricas a las necesidades así como la asignación de unidades a las métricas para identificar las unidades en que serán medidas las necesidades del cliente.

Tabla 9. Asignación de métricas a necesidades para Micro agujas

Métrica No.	Necesidad (es)	Métrica	Importancia	Unidades
1	1, 2	Longitud Aguja	10	µm
2	1, 3	Diámetro Exterior de Aguja	3	µm
3	2	Diámetro Interior	9	µm
4	2	Área de Salida del Fluido	8	µm <sup>2</sup>
5	4	Porcentaje de Innovación	6	0-100
6	5	Porcentaje de BIO Compatibilidad	3	0-100
7	6	Complejidad de Fabricación	9	0-10
8	3, 7	Esfuerzos sobre la Estructura	8	MPa
9	8	Rareza del Material	6	0-10
10	7	Esfuerzo de Fluencia del Material	1	MPa
11	1, 3, 4	Área de Contacto	1	µm <sup>2</sup>

Con el fin de observar la relación directa entre las necesidades y las métricas se plantea en la Tabla 10 la múltiple relación de necesidades y métricas para identificar las métricas que atienden más de una necesidad.

Tabla 10. Relación de necesidades con métricas para Micro agujas

No.	Necesidad	Métrica	Importancia											
				Longitud Aguja	Diámetro Exterior de Aguja	Diámetro Interior	Área de Salida del Fluido	Porcentaje de Innovación	Porcentaje de BIO Compatibilidad	Complejidad de Fabricación	Esfuerzos sobre la Estructura	Rareza del Material	Esfuerzo de Fluencia del Material	Área de Contacto
1	No Genere Dolor	10	*	*									*	
2	Estructura Adecuada	7	*		*								*	
3	Estructura Resistente	8		*	*						*			*
4	Nuevo Diseño	8						*						
5	Materiales BIO Compatible	7							*				*	
6	Fabricación Simple	9		*	*	*				*		*		
7	Materiales Resistentes	7									*		*	
8	Materiales Aseguibles	6										*		

Las métricas son asignadas con valores marginales e ideales dependiendo de los requerimientos del diseño como se observa en la Tabla 11.

Tabla 11. Asignación de valores a métricas

Métrica No.	Métrica	Unidades	Valor marginal	Valor ideal
1	Longitud Aguja	$\mu\text{m}$	<500	<450
2	Diámetro Exterior de Aguja	$\mu\text{m}$	<200	<100
3	Diámetro Interior	$\mu\text{m}$	<50	<30
4	Área de Salida del Fluido	$\mu\text{m}^2$	<900	<600
5	Porcentaje de Innovación	0-100	>70	>90
6	Porcentaje de BIO Compatibilidad	0-100	100	100
7	Complejidad de Fabricación	0-10	<7	<5
8	Esfuerzos sobre la Estructura	MPa	<5000	<4000
9	Rareza del Material	0-10	<7	<5
10	Esfuerzo de Fluencia del Material	Gpa	>40	<15
11	Área de Contacto	$\mu\text{m}^2$	<10000	<5000

Una vez planteados los valores marginales e ideales se escogen los valores que se asignaran al diseño de manera preliminar.

Tabla 12. Valores marginales de diseño para Micro agujas

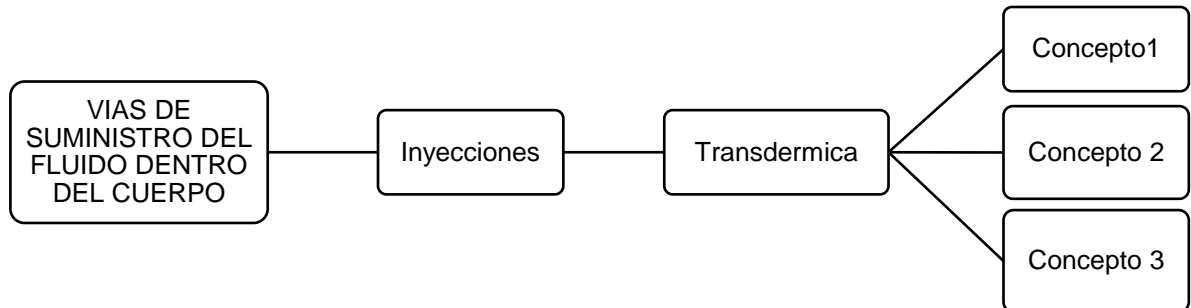
Métrica No.	Métrica	Unidades	Valor de Referencia
1	Longitud Aguja	$\mu\text{m}$	450
2	Diámetro Exterior de Aguja	$\mu\text{m}$	70
3	Diámetro Interior	$\mu\text{m}$	26
4	Área de Salida del Fluido	$\mu\text{m}^2$	381
5	Porcentaje de Innovación	0-100	100
6	Porcentaje de BIO Compatibilidad	0-100	100
7	Complejidad de Fabricación	0-10	8
8	Esfuerzos sobre la Estructura	MPa	3000
9	Rareza del Material	0-10	6
10	Esfuerzo de Fluencia del Material	Gpa	>2GPa
11	Área de Contacto	$\mu\text{m}^2$	300

#### 6.4.3 Generación de conceptos

6.4.3.1 Búsqueda externa y en literatura especializada. Entre los diseñadores se evalúan las diferentes posibilidades que se disponen en el ámbito MEMS para dar solución a los subproblemas identificados de una manera innovadora. De la misma manera se evalúa literatura especializada para observar tanto diferentes soluciones previamente esquematizadas como tratamientos a los diferentes problemas presentados al formular dichas soluciones.

Después de realizar la actividad de búsqueda de conceptos teóricos que pudiesen ser puestos en práctica para esquematizar una solución, se plantea mediante el esquema mostrado en la Figura 20 los conceptos propios desarrollados para el diseño de micro agujas. Debido a que esta es una estructura única la cual no puede ser más desglosada, no es pertinente realizar una descomposición funcional dado que esta se realizó de manera general para el micro actuador; mas sin embargo las entradas y salidas al subsistema se conservarán de la misma forma.

Figura 20. Árbol de conceptos estructura micro agujas



6.4.3.2 Modelo CAD estructuras de micro agujas. Para la realización de modelos CAD se tuvieron en cuenta parámetros como medidas a escala real, que no generase dolor al momento de la inserción y sobretodo que la estructura fuese innovadora.

6.4.3.2.1 Micro aguja tipo agujón de abeja (Concepto 1). Este modelo como se puede observar en la Figura 21a está inspirado directamente en los aguijones de las abejas las cuales tienen una forma no convencional que permite la fácil inserción en la piel. Las características geométricas de este diseño de micro aguja la llevan a poder ser insertada sin que el sistema nervioso central la detecte debido a que las dimensiones se encuentran dentro de los rangos de no dolor demostrados<sup>2</sup>. Las especificaciones principales de esta aguja son mencionadas en la Tabla 13.

Tabla 13. Especificaciones de diseño concepto 1

Especificación	Valor	Unidades
Área de Incidencia	3450	$\mu\text{m}^2$
Diámetro Exterior	70	$\mu\text{m}$
Diámetro Interior	26	$\mu\text{m}$
Longitud	450	$\mu\text{m}$
Área de Salida de Fluido	600	$\mu\text{m}^2$
Complejidad de Fabricación	7	-

<sup>2</sup> GILL HS, DENSON DD, BURRIS BA, PRAUSNITZ MR, "Effect of microneedle design on pain in human volunteers", En: The Clinical Journal Of Pain, Septiembre de 2.008

6.4.3.2.2 Micro aguja tipo Canastilla (Concepto 2). Este micro modelo está compuesto de dos secciones las cuales pueden ser claramente identificadas en la Figura 21b. La sección A es el cuerpo de la micro aguja en donde se va a absorber toda la fuerza de compresión generada durante la inserción de la aguja en la piel. La sección B es una estructura en forma de canastilla en punta que permite la fácil inserción de la aguja en la piel además de forzar al fluido a que se suministre homogéneamente sobre la salida. Las especificaciones principales de esta aguja son mencionadas en la Tabla 14.

Tabla 14. Especificaciones de diseño concepto 2

Especificación	Valor	Unidades
Área de Incidencia	10850	$\mu\text{m}^2$
Diámetro Exterior	70	$\mu\text{m}$
Diámetro Interior	26	$\mu\text{m}$
Longitud	450	$\mu\text{m}$
Área de Salida de Fluido	4500	$\mu\text{m}^2$
Complejidad de Fabricación	8	-

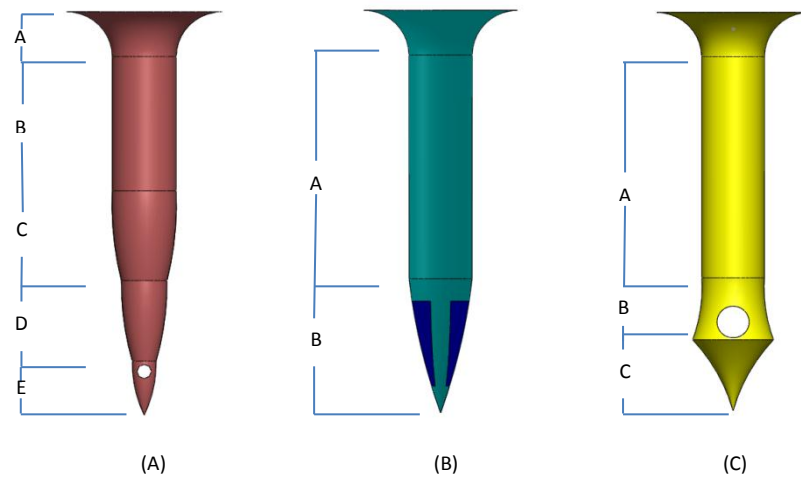
6.4.3.2.3 Micro aguja tipo Campana (Concepto 3). Este micro modelo está compuesto por dos secciones como se puede identificar claramente en la Figura 21c. La sección A cumple la función de absorber toda la fuerza de compresión generada durante la inserción. La sección B está compuesta por una figura de campana invertida la cual tiene como función abrir un pequeño espacio entre la piel y el contorno de salida de la aguja para que el fluido tenga menos oposición al salir. La sección C cumple la función de penetrar la piel al tener una punta fina. Las especificaciones principales de esta aguja son mencionadas en la Tabla 15.

Tabla 15. Especificaciones de diseño concepto 3

Especificación	Valor	Unidades
Área de Incidencia	11267	$\mu\text{m}^2$
Diámetro Exterior	70	$\mu\text{m}$
Diámetro Interior	26	$\mu\text{m}$
Longitud	450	$\mu\text{m}$
Área de Salida de Fluido	2150	$\mu\text{m}^2$
Complejidad de Fabricación	7	-



Figura 21. Conceptos planteados de micro agujas



**6.4.4 Selección de conceptos.** Una vez establecidos todos los posibles conceptos que podrían emplearse en el desarrollo del subsistema de Micro Aguja estos deben ser analizados detenidamente para finalizar con un solo concepto que será el que se implementará para dicha solución.

Con el fin de realizar el proceso de selección de conceptos se decidió realizar el proceso de tamizaje en donde se califican los conceptos en base a los criterios que serán propuestos para ello.

Los criterios de calificación que se tuvieron en cuenta para la selección de uno de los tres conceptos fueron:

- Complejidad de Fabricación.
- Diseño Innovador.
- BIO Compatibilidad
- Esfuerzos sobre la Estructura.

En los últimos años diferentes autores han hecho referencia a estos criterios en diferentes trabajos de diseño de micro agujas lo que permitió establecer cuales entraban a participar de la selección de conceptos.

Tabla 16. Selección de concepto a diseñar

	Micro Agujas			
	Conceptos			
Criterio de Selección	A	B	C	REF
Complejidad de Fabricación.	+	-	-	0
Diseño Innovador.	+	+	-	0
BIO Compatibilidad	0	0	0	0
Esfuerzos sobre la Estructura.	+	-	0	0
Positivos	3	1	0	
Iguales	1	1	2	
Negativos	0	2	2	
Total	2	-1	-2	
Orden	1	2	3	
Continuar	si	no	no	

El concepto a emplear en el diseño es el número 1.

**6.4.5 Prueba de conceptos.** Una vez seleccionado el micro modelo a desarrollar, este deberá ser modelado mediante herramientas computacionales en donde se desarrollase la etapa de diseño detallado, para posteriormente ser analizado computacionalmente para así generar especificaciones finales.

**6.4.5.1 Diseño.** El diseño está basado en los aguijones de las abejas que poseen una estructura la cual reparte homogéneamente los diferentes esfuerzos que se presentan en el momento de la inserción en la piel. Lo que se rescató de este tipo de diseño fue los múltiples arcos que distribuyen los esfuerzos de manera homogénea en la base de cada sección los cuales pudieron ser recreados con éxito en el software de modelamiento.

Las dimensiones escogidas están completamente orientadas hacia el hecho de no generar dolor al momento de la inserción además de permitir el paso del fluido a través del cuerpo de la micro aguja hacia la piel. La longitud de la aguja es la necesaria para que la punta llegue hasta el segmento de piel llamado Epidermis atravesando por completo la capa denominada *Stratum Corneum*. Según S. P. Davis, M. G. Allen y M. R. Prasnitz en 2.002 así como N. Roxhed, T. C. Gasser y P. Griss en 2.007, la fuerza para perforar la piel a esta escala oscila entre 0,5 N y 1,5 N generándose también fuerzas transversales entre 0,5 N y 0,8 N que tienden a doblar la micro aguja.

En el arreglo de micro agujas la distancia entre estas fue asignada a 500  $\mu\text{m}$  con el fin de evitar la influencia de la tensión superficial sobre las puntas de la micro aguja y que causarían problemas en el momento de la inserción. El diámetro externo e interno 70  $\mu\text{m}$  y 26  $\mu\text{m}$  respectivamente aseguran que las paredes de la micro aguja sean lo suficientemente gruesas para evitar el colapso de ellas en el momento de la inserción en la piel

Además de la fuerza de inserción, la aguja experimenta fuerzas en su punta de hasta 3 N, las cuales hacen que esta tienda a doblarse en su base, estos fenómenos serán analizados en simulaciones para garantizar que las dimensiones otorgadas son lo suficientemente aptas para soportar las condiciones mencionadas.

6.4.5.2 Simulación estructural. El proceso de simulación se llevó a cabo para dos diferentes escenarios que se presentan al momento de la inserción de la aguja en la piel. El primero contempla la fuerza axial de compresión a la que está sometida la aguja y cuya magnitud varía entre 0,5 N – 1,5 N. El segundo escenario está representado por una fuerza transversal de entre 1 N – 2 N aplicada directamente sobre la punta de la aguja la cual tiende a doblarla. En ambos casos los materiales que se tuvieron en cuenta fueron Nickel (Ni) y carburo de Silicio (SiC). Dichos materiales fueron estratégicamente escogidos por cumplir las condiciones que fueron extraídas de las necesidades del cliente como lo son BIO compatibilidad, Esfuerzo de fluencia y rareza del material.

6.4.5.3 Resultados de simulación estructural. Este tipo de análisis fue llevado a cabo para determinar el comportamiento estructural de las micro agujas bajo las condiciones del proceso de inserción en la piel. La fuerza axial que se empleará en el análisis es de 1 N mientras que la fuerza transversal es de 0,5 N; durante estas simulaciones se pretende observar los esfuerzos combinados llamados Von-Mises y la deformación total en ambos casos.

Figura 22. Esfuerzos equivalentes axiales micro aguja Nickel

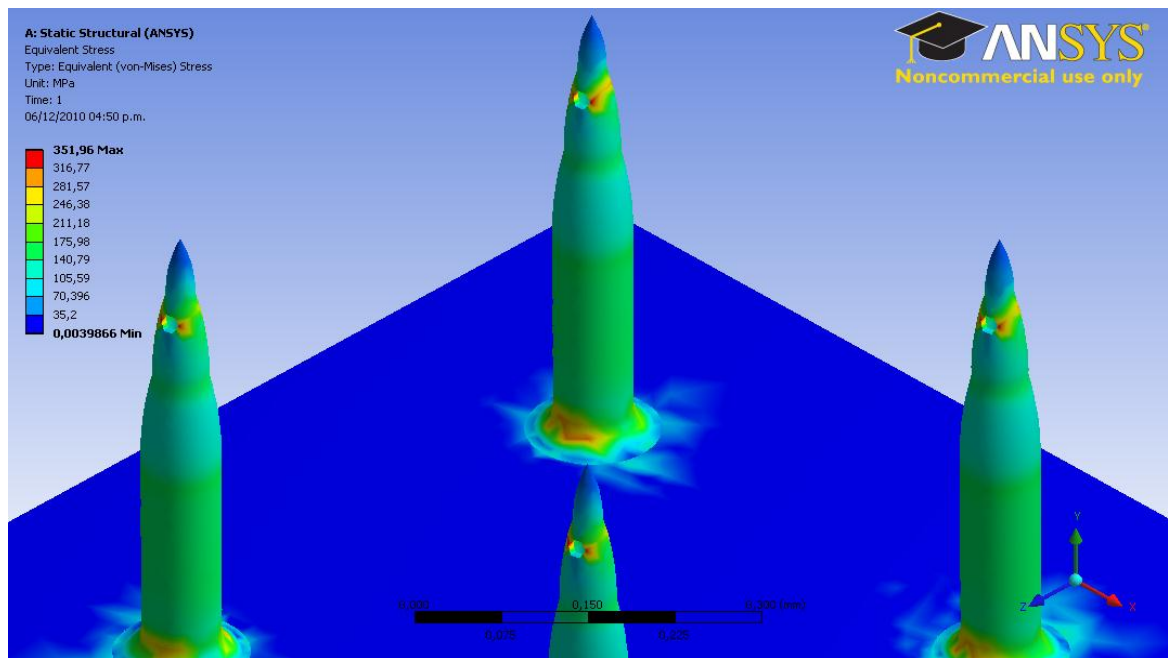


Figura 23. Deformación axial micro aguja Nickel

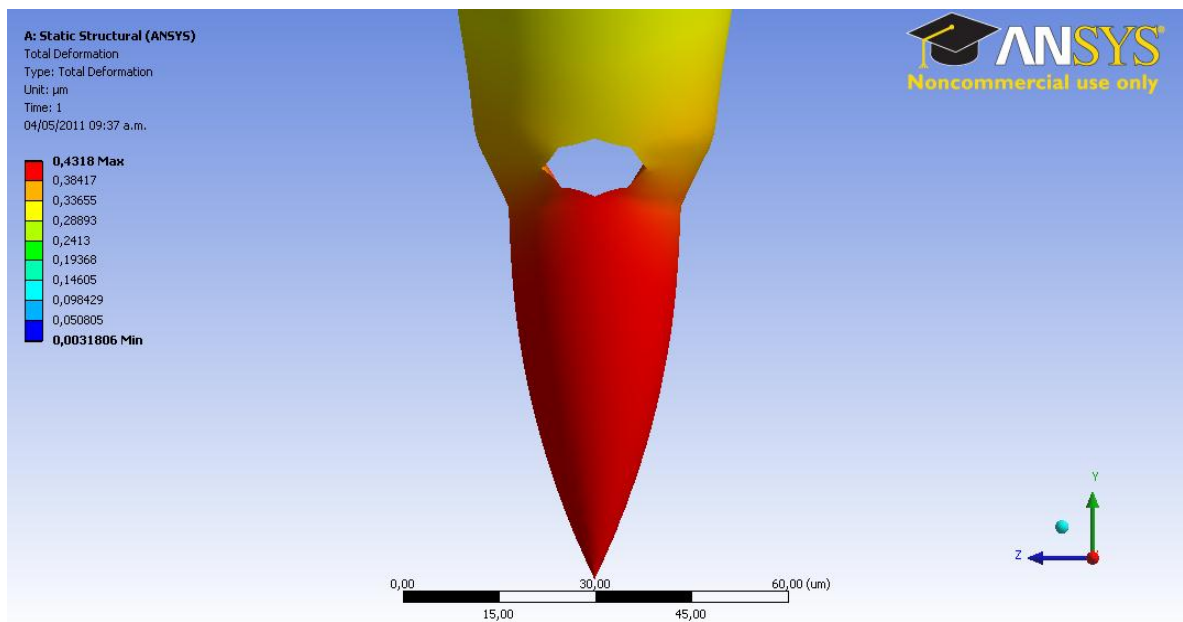


Figura 24. Esfuerzos equivalentes transversales micro aguja Nickel

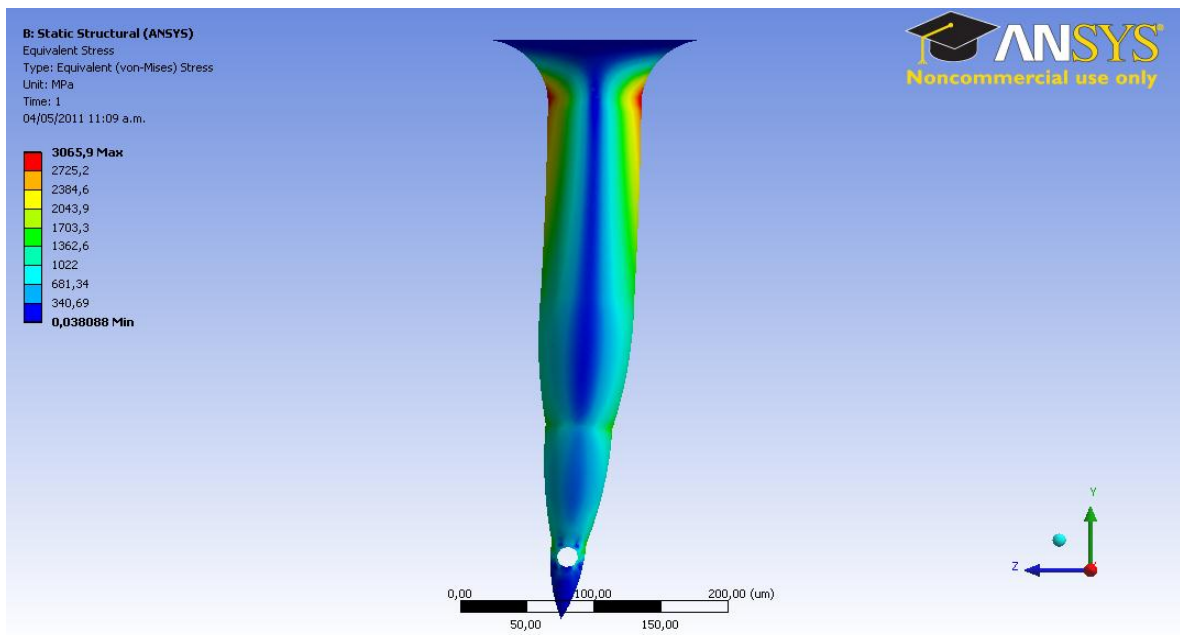


Figura 25. Deformación transversal micro aguja Nickel

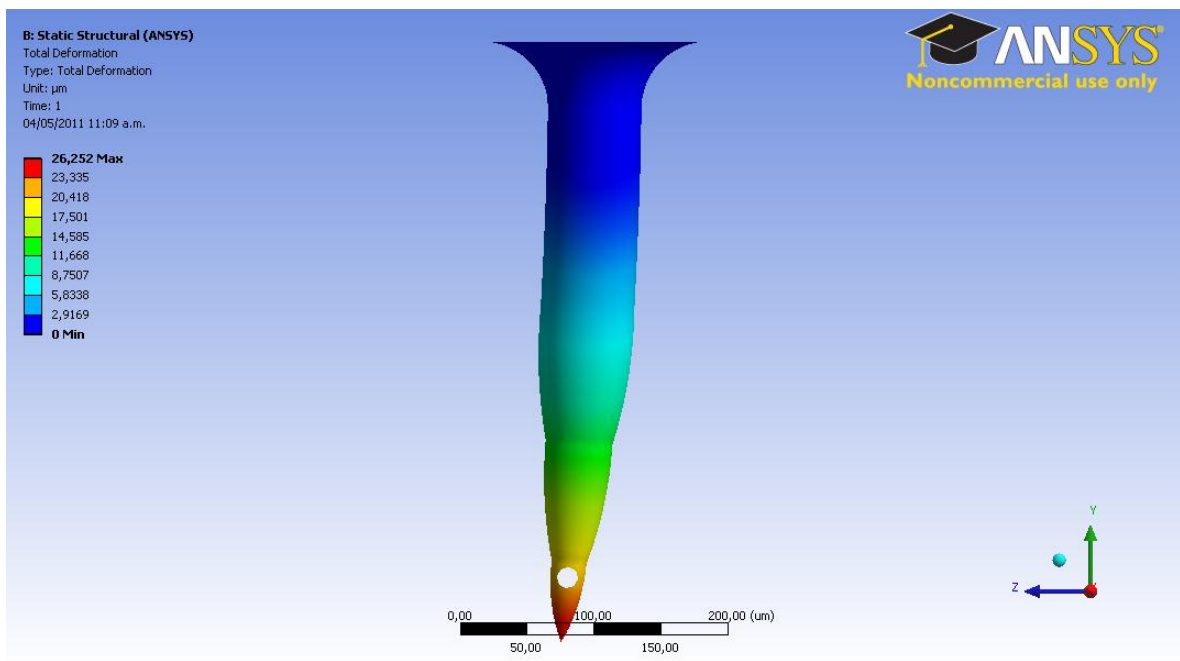


Figura 26. Esfuerzos equivalentes axiales micro aguja Carbuo de Silicio

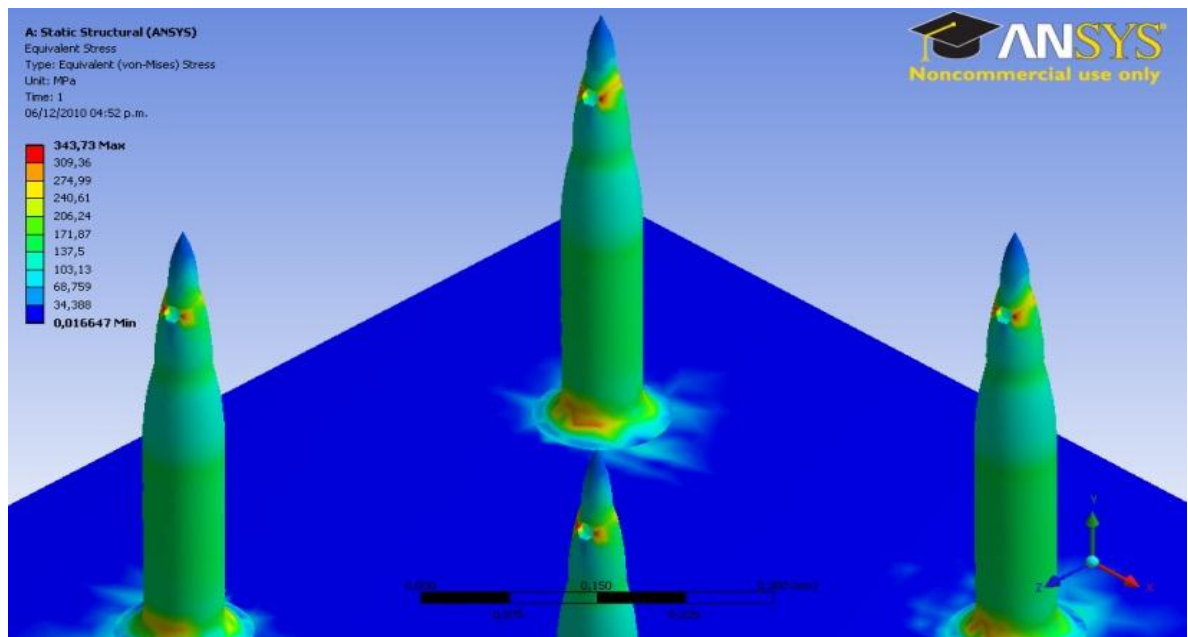


Figura 27. Deformación axial micro aguja Carbuo de Silicio

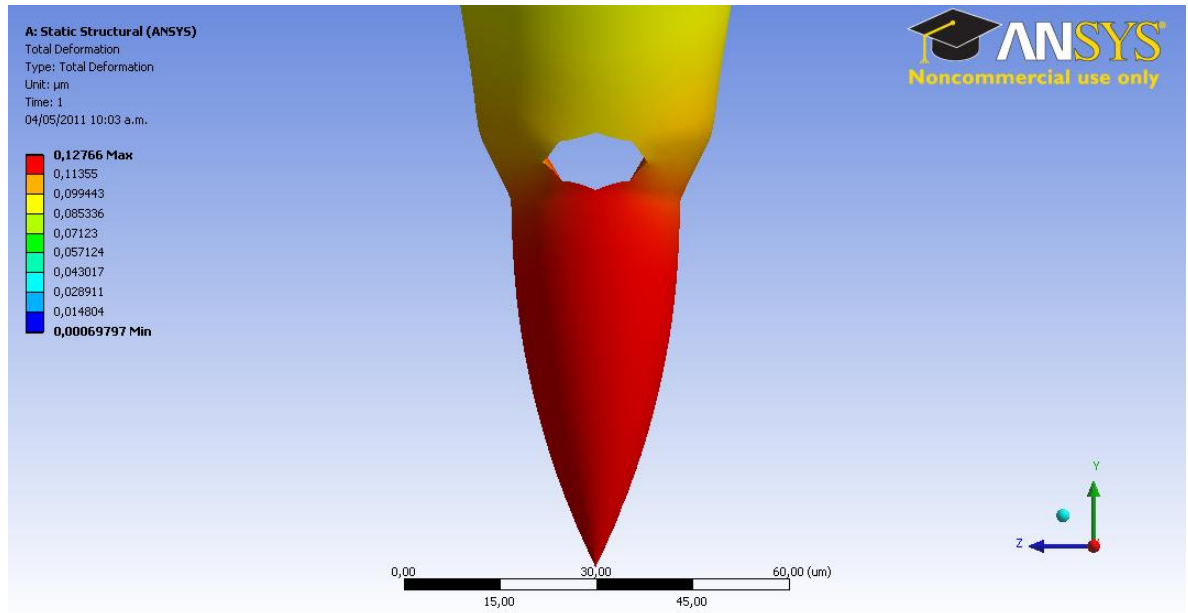


Figura 28. Esfuerzos equivalentes transversales micro aguja Carbuo de Silicio

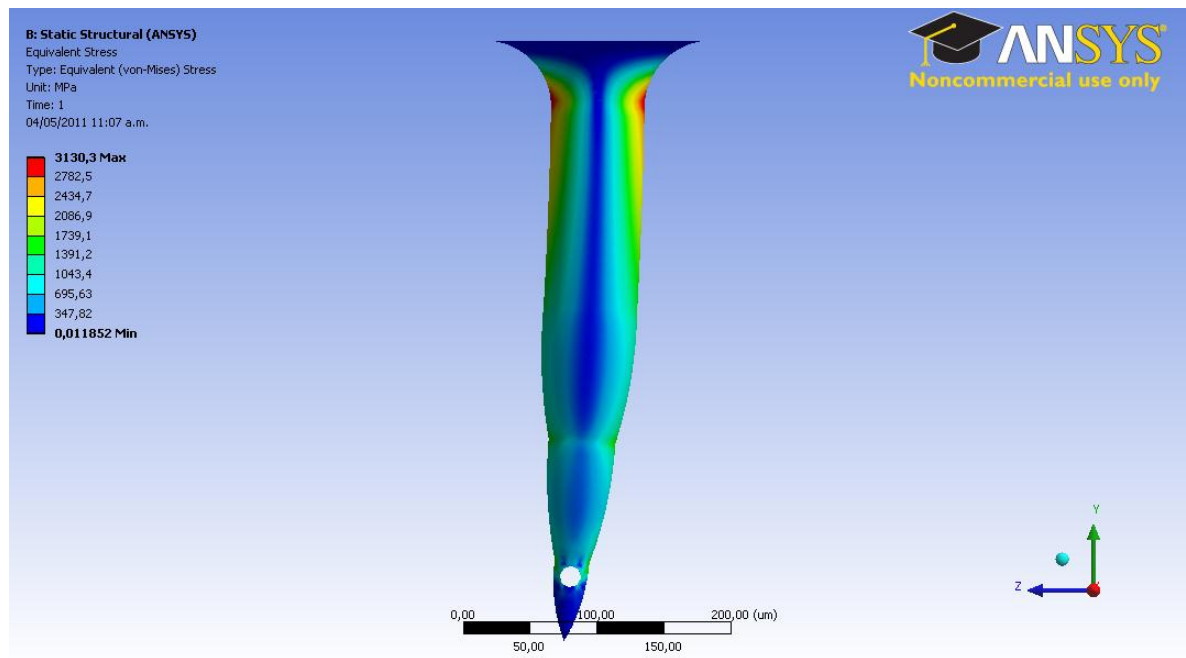
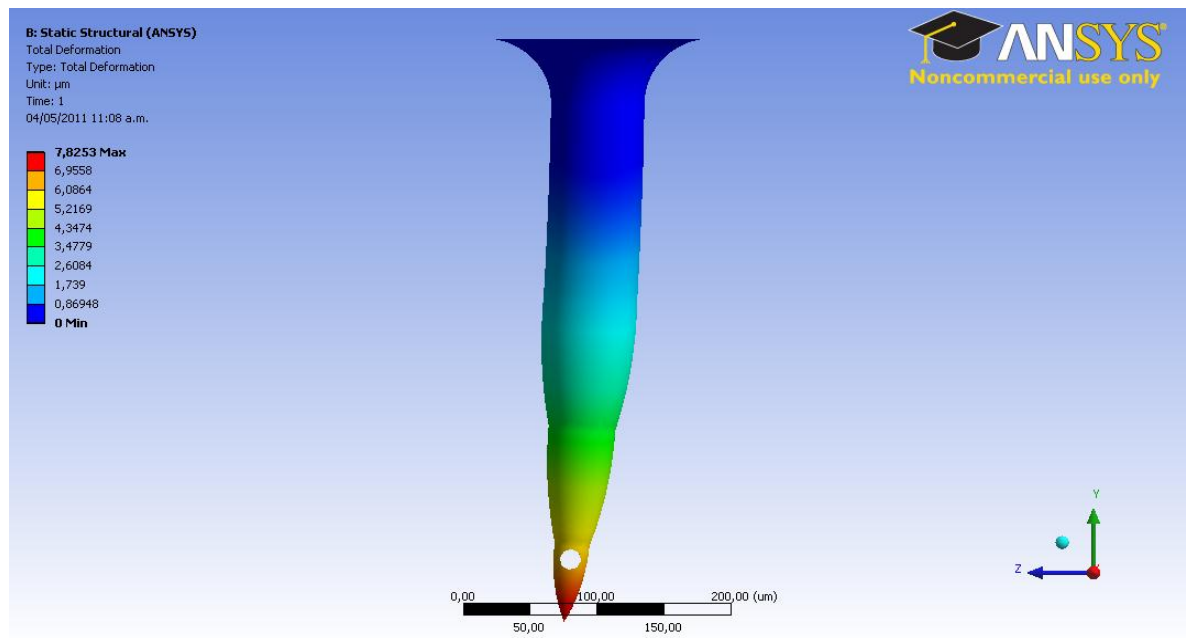


Figura 29. Deformación transversal micro aguja Carbuo de Silicio



6.4.5.3.1 Compuesto de Nickel. Se encontró al analizar los resultados de las simulaciones que el máximo esfuerzo sobre la estructura fue de 351 MPa para la fuerza axial aplicada de 0,5 N y cuya ubicación fue identificada sobre los orificios de salida del fluido como se puede observar en la Figura 22. Es de resaltar que el máximo esfuerzo que se encontró sobre la estructura de las micro agujas no sobrepasa el esfuerzo de fluencia del material dadas las características mecánicas reportadas en “*MEMS fabrication based on nickel-nanocomposite: film deposition and characterization*” por K. S. Teh, Y.T. Cheng y L. Lin y en la base de datos *MATERION* bajo la aleación 360. Este resultado combinado con el hecho de que la deformación máxima alcanzada fue de 0,4  $\mu\text{m}$  como se puede observar en la Figura 23, nos confirma que la estructura no se deformará al punto en donde el conducto de circulación interno de la micro aguja se obstruya. El esfuerzo debido a la acción de doblado de la micro aguja fue de 3065 MPa como se observa en la Figura 24 y cuya deformación fue de 26,25  $\mu\text{m}$  apreciada en la Figura 25.

6.4.5.3.2 Composición de Carburo de Silicio. Se encontró al analizar los resultados de las simulaciones que el máximo esfuerzo sobre la estructura fue de 343 MPa para la fuerza axial aplicada de 0,5 N y cuya ubicación fue identificada sobre los orificios de salida del fluido como se puede observar en la Figura 26. Es de resaltar que el máximo esfuerzo que se encontró sobre la estructura de las micro agujas no sobrepasa el esfuerzo de fluencia del material indicando que estará libre de cualquier alteración estructural que comprometa la función del diseño. Este resultado combinado con el hecho de que la deformación máxima alcanzada fue de 0,12  $\mu\text{m}$  como se puede observar en la Figura 27, nos confirma que la estructura no se deformará al punto en donde el conducto de circulación interno de la micro aguja se obstruya. El esfuerzo debido a la acción de doblado de la micro aguja fue de 3130 MPa como se muestra en la Figura 28 el cual sigue estando por debajo del esfuerzo de fluencia del material y cuya deformación fue de 7,8  $\mu\text{m}$  como se aprecia en la Figura 29

6.4.5.4 Dinámica de fluidos computacional (CFD). Debido a que las micro agujas serán las encargadas de transportar el fluido hacia la epidermis, estas se tornan de vital importancia y primera prioridad en este tipo de análisis computacionales, pues al ser la última estructura que transporta el fluido estas nos generarán las primeras restricciones de simulación así como también los primeros parámetros que caracterizaran la micro bomba.

6.4.5.5 Cálculos teóricos simulación CFD. Para iniciar con los cálculos teóricos se realizó una lista de los parámetros de dosificación de insulina obtenidos mediante la exploración de campo y parámetros intrínsecos del diseño de la estructura, cuyo resumen se puede observar en la Tabla 17



Tabla 17. Parámetros intrínsecos del diseño

Parámetro	Valor	Unidades
Unidad de Insulina	1, (1*10 <sup>-2</sup> )	Un, ml
Dosis Promedio	40, (0,4)	Un, ml
Densidad de Insulina ( $\rho$ )	1,24	gr/cm <sup>3</sup>
Cantidad de Agujas en Arreglo	38	Cant.
Área de Entrada ( $A_e$ )	528	$\mu\text{m}^2$
Área de Salida ( $A_s$ )	381	$\mu\text{m}^2$
Diámetro Interno ( $\phi$ )	26	$\mu\text{m}$
Velocidad del Fluido ( $V$ )	0,18	m/s
Diámetro Hidráulico ( $L$ )	26	$\mu\text{m}^2$
Viscosidad ( $\mu$ )	0,00113	kg/ms
Tiempo de Dosificación	6	min

Una vez identificados los parámetros que se conocen del sistema de micro agujas se procedió a establecer las condiciones de entrada de la micro bomba. Para dicha condición de entrada se estableció que se trabajaría con el indicador de flujo másico de la aguja.

Primero se verificó el tipo de flujo que se está desarrollando dentro de la cavidad de transporte de la micro aguja mediante el análisis del número de Reynolds ecuación 6.

$$Re = \frac{\rho VL}{\mu} \quad (6)$$

$$Re = 120$$

Este número de Reynolds nos indica que el flujo tiene una característica netamente laminar ya que si el número de Reynolds de un fluido es menor a 2000 se define como laminar, si oscila entre 2000 y 4000 se considera como transición y si es mayor a 4000 es considerado turbulento.

Al tener la dosis promedio que se administrará como se muestra en la ecuación 7 y el tiempo en la cual esta cantidad será expulsada de la micro bomba a sí mismo como la cantidad de micro agujas, podemos deducir mediante la ecuación 8 el caudal que habrá de fluir por una de las micro agujas. Este parámetro será confrontado con los resultados de la simulación para confirmar la correcta configuración del sistema.

$$Dosis = 0,4 \text{ ml}/6 \text{ min} \rightarrow 0,066 \text{ cm}^3/\text{min} \quad (7)$$

$$Q = \frac{0,066 \text{ cm}^3/\text{min}}{38} = 0,0017 \text{ cm}^3/\text{min} = 2,83 * 10^{-5} \text{ cm}^3/\text{s} \quad (8)$$

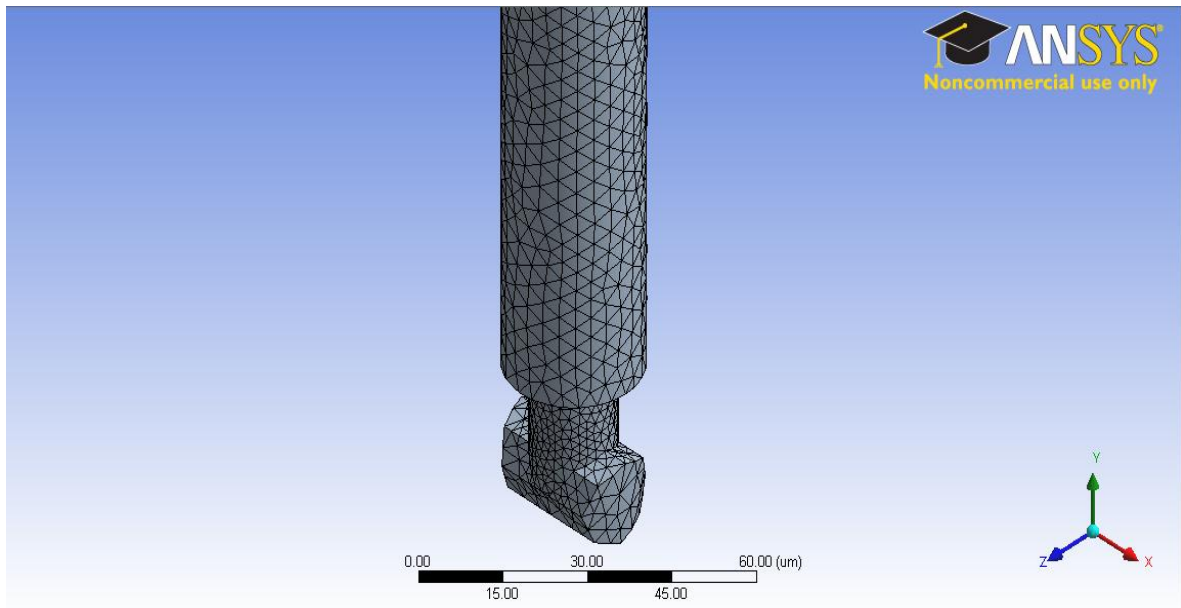
Una vez obtenido el caudal se procedió a calcular el flujo másico ecuación 9 de la micro aguja el cual es el parámetro de entrada en la simulación.

$$\dot{m} = Q \cdot \rho \quad (9)$$

$$\dot{m} = (2,83e * 10^{-5} \text{ cm}^3/\text{s}) (1,24 \text{ gr}/\text{cm}^3) = 3,51e * 10^{-5} \text{ gr}/\text{s}$$

6.4.5.6 Simulación CFD. La malla está conformada por el volumen interno o cavidad de flujo de la micro aguja como se puede observar en la Figura 30 y cuya condición de frontera para la entrada es definida por el flujo másico y a la salida es definida como salida de presión teniendo esta una magnitud de cero que indica presión atmosférica. La malla, compuesta por tetraedros, nos proporciona una mejor interpolación del comportamiento del fluido.

Figura 30. Malla micro aguja



La simulación se resuelve con el fin de encontrar los valores de presión que hacen que el fluido tenga a la salida las características deseadas en cuanto a caudal de salida para que cumpla con la condición establecida de dosificación. La velocidad del fluido y el caudal serán comparados con los calculados teóricamente para verificar la correcta configuración de la simulación.

6.4.5.7 Resultados simulación CFD. Como se puede observar en la Figura 31, la presión que se debe ejercer en la cabeza de la micro aguja para que el fluido a la salida describa un flujo con un caudal de  $2,85 \times 10^{-5} \text{ cm}^3/\text{s}$  y una velocidad de  $0,23 \text{ m/s}$  debe ser aproximadamente de  $1670 \text{ Pa}$

El caudal reportado por la simulación es de  $2,83 \times 10^{-5} \text{ cm}^3/\text{s}$  es muy acertado con el calculado previamente en el desarrollo teórico ( $2,85 \times 10^{-5} \text{ cm}^3/\text{s}$ ); de igual forma la velocidad, cuyo valor máximo en simulación se encuentra en la salida y con magnitud  $0,23 \text{ m/s}$  es confrontable a través de la Figura 32 y Figura 33.

Figura 31. Contornos de presión estática micro aguja

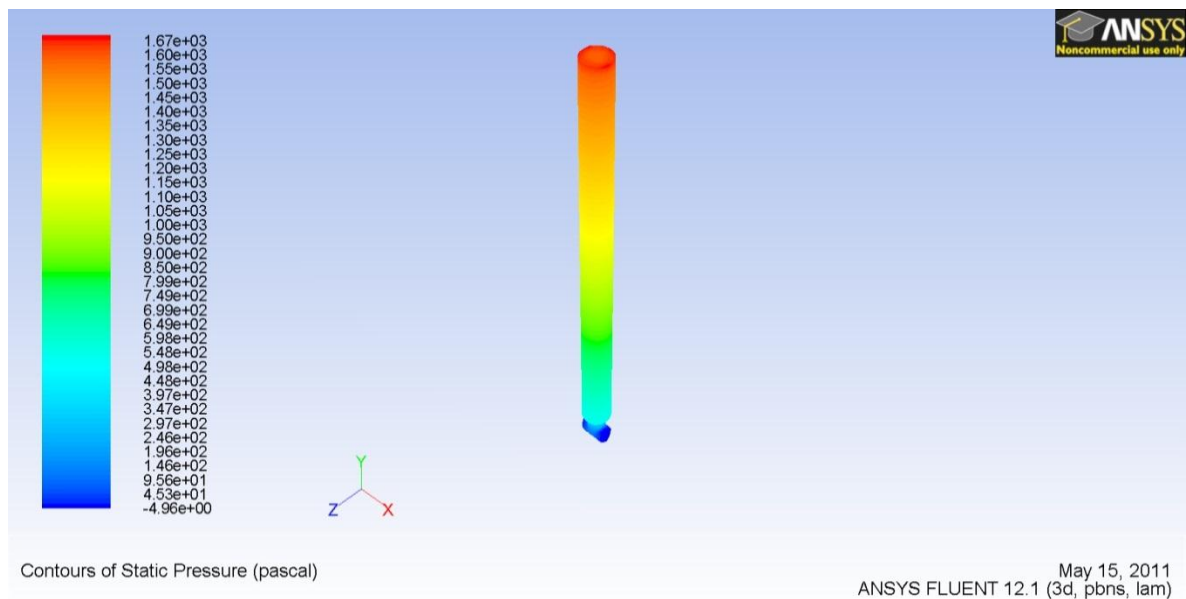


Figura 32. Vectores de velocidad salida micro aguja

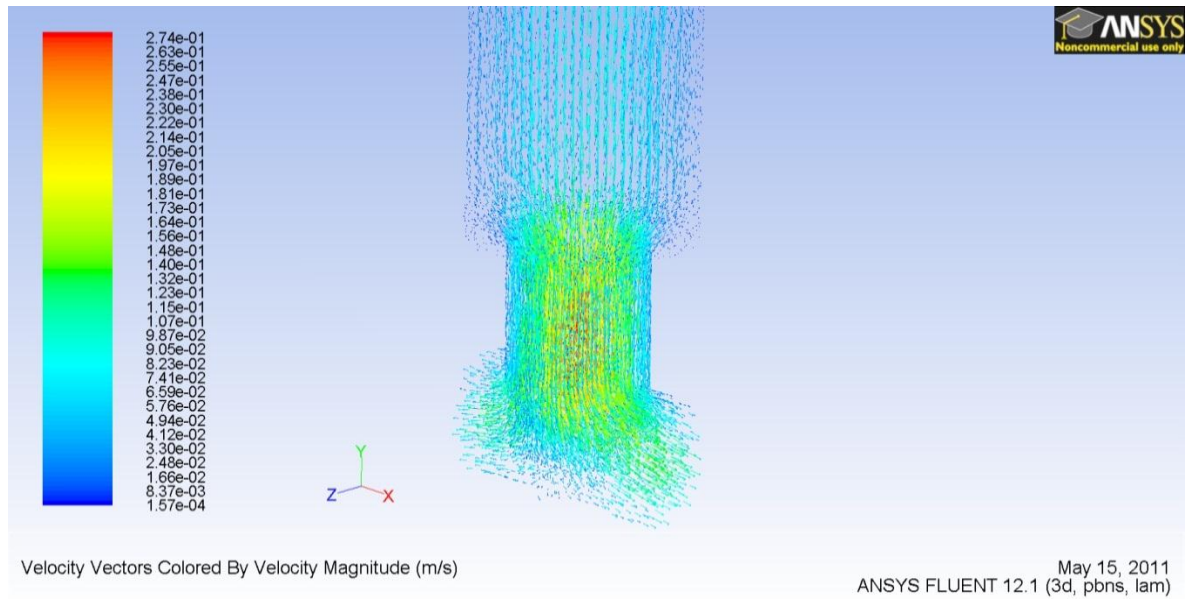
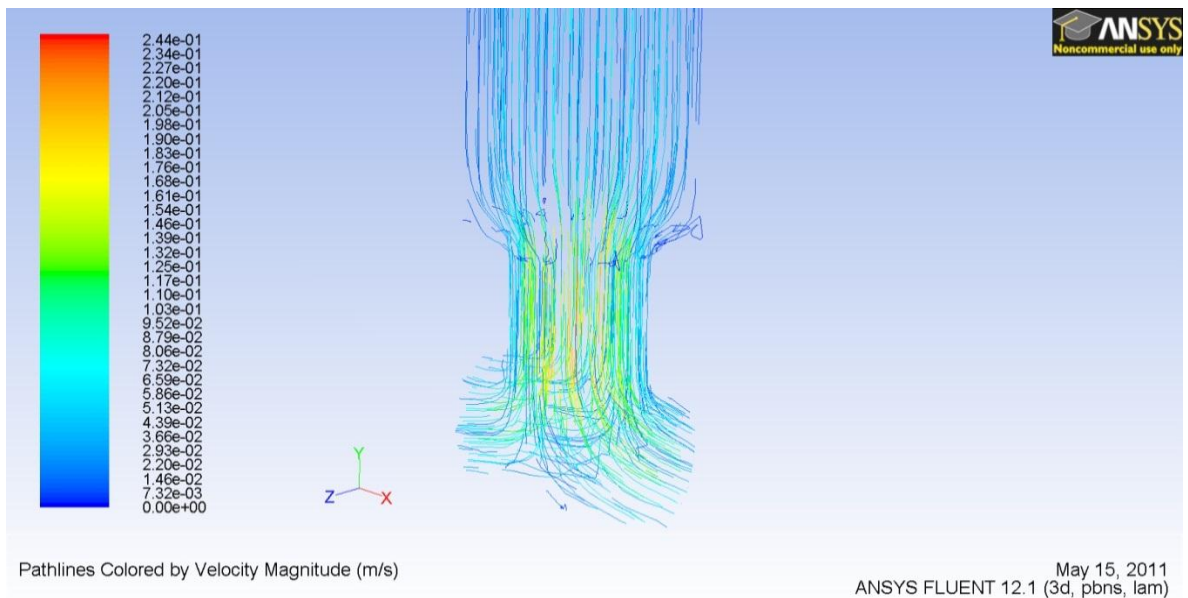


Figura 33. Líneas de corriente coloreadas por velocidad en la salida de la micro aguja



6.4.5.8 Transferencia de calor. Este tipo de análisis fue realizado con el fin de observar la transferencia de calor hacia el fluido en movimiento desde los contornos de la micro aguja. Este fenómeno se presenta durante el tiempo en donde las agujas están

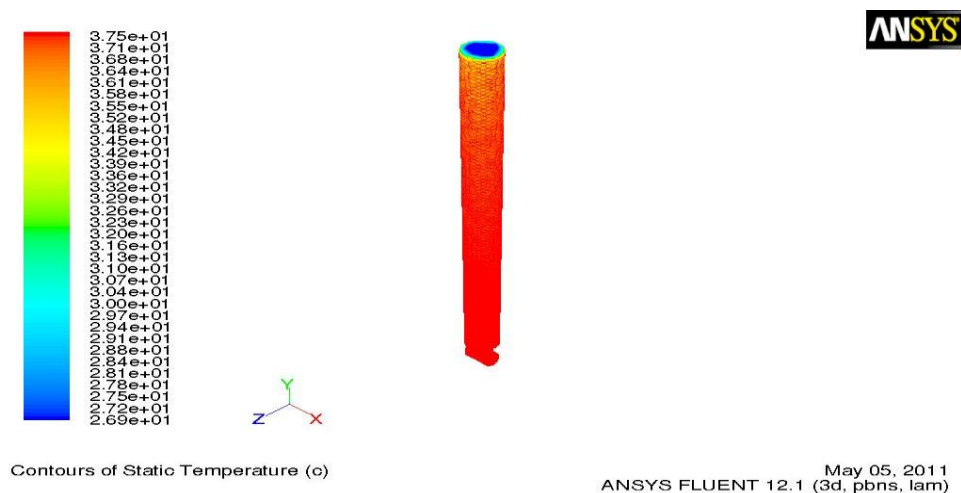
insertadas en la piel y la micro bomba es activada; en ese momento el fluido no puede verse comprometido más allá de su temperatura media de almacenamiento de 38°C.

6.4.5.9 Simulación transferencia de calor. La simulación está dividida en dos partes, primero tenemos una simulación en donde solo se tiene la micro aguja sin que ningún fluido este fluyendo por su interior. Allí, la temperatura media a la que esta se encuentra en contacto con la piel es asignada a su contorno en el diámetro exterior para observar cual es la distribución de la temperatura sobre el contorno en el diámetro interior. Ya que esta simulación es afectada directamente por el coeficiente de conductividad térmica y el coeficiente de resistividad térmica del material constitutivo de la micro aguja, los correspondientes al carburo de silicio fueron asignados a la simulación pues este fue el material escogido en el análisis mecánico.

Una vez obtenidos los contornos de temperatura deseados, estos se convertirán en una de las condiciones de frontera de la siguiente simulación. Esta comprenderá básicamente la misma simulación de dinámica de fluidos realizada anteriormente pero con la variante de que las paredes por donde fluye el líquido ahora tendrán una condición de temperatura indicada, lo cual nos permitirá modelar la transferencia de calor sobre el fluido y observar sus contornos de temperatura.

6.4.5.10 Resultados simulación transferencia de calor. La temperatura máxima que alcanza el interior de la micro aguja es de 37,5 °C. Este valor fue asignado como parámetro a la condición de frontera en la simulación dinámica de fluidos y se obtuvo como resultado lo que se ilustra en la Figura 34, en donde se puede observar claramente que el fluido en su centro de flujo no alcanza una temperatura mayor a 30 °C.

Figura 34. Distribución de temperatura micro aguja



Esto nos indica de manera contundente que el calor corporal no afectará la estabilidad de la molécula a la hora del transporte de la hormona hacia la epidermis corporal evitando así que la molécula se exponga a una temperatura que pueda comprometer su estabilidad.

**6.4.6 Especificaciones finales.** Las especificaciones finales se describen una vez desarrolladas todas las simulaciones sobre los diferentes materiales de micro agujas y que se describen en la Tabla 18.

Tabla 18. Especificaciones finales micro agujas

Especificación	Valor	Unidades
Cantidad de Agujas en Arreglo	38	cant
Área de Entrada	528	$\mu\text{m}^2$
Área de Salida	381	$\mu\text{m}^2$
Diámetro Interno	26	$\mu\text{m}$
Diámetro Externo	70	$\mu\text{m}$
Área sección transversal A	$3,31 \cdot 10^{-3} - 2 \cdot 10^{-2}$	$\text{mm}^2$
Área sección transversal B	$3,31 \cdot 10^{-3}$	$\text{mm}^2$
Área sección transversal C	$1,4 \cdot 10^{-3} - 3,31 \cdot 10^{-3}$	$\text{mm}^2$
Área sección transversal D	$3,3 \cdot 10^{-4} - 1,4 \cdot 10^{-3}$	$\text{mm}^2$
Área sección transversal E	$0 - 3,3 \cdot 10^{-4}$	$\text{mm}^2$
Diámetro Apoyos	170	$\mu\text{m}$
Diámetro sección A	70 - 170	$\mu\text{m}$
Diámetro sección B	70	$\mu\text{m}$
Diámetro sección C	50 - 70	$\mu\text{m}$
Diámetro sección D	26 - 50	$\mu\text{m}$
Diámetro sección E	0 - 26	$\mu\text{m}$
Longitud	450	$\mu\text{m}$

## 6.5 MÓDULO MICRO VÁLVULAS

**6.5.1 Identificación de necesidades.** Siguiendo con el proceso del diseño de las estructuras se continúa con las Micro Válvulas. Después de una reunión del equipo de investigación y el director del grupo, se identificó una serie de parámetros a tener en cuenta los cuales se procesaron de manera tal que fue posible obtener los requerimientos del cliente y su respectiva traducción a un lenguaje más técnico como se puede observar en la Tabla 19.

Una vez recopiladas todas las necesidades de los clientes, estas fueron jerarquizadas como se observa en la Tabla 20 con el propósito de seguir la metodología de diseño implementada y empezar a estimar la cantidad de tiempo que se dedicaría en orientar la solución a cada una de las necesidades presentadas en la Tabla 19.

Tabla 19. Traducción de las necesidades del cliente para Micro válvulas

Requerimientos del Cliente	Necesidad
Que las dimensiones de las estructuras sean a escala real	Dimensiones Micrométricas
Que sea adaptable a un micro sistema	Flexibilidad de Integración
Que el flujo sea lo menos pulsante posible	Rapidez de actuación
Que las válvulas tengan una apertura completa	Fuerza de actuación
Que sea eficiente energéticamente	Bajo Consumo de Energía
Que sea compatible con los procesos de fabricación existentes	Fabricación Simple
Que los materiales sean óptimos	Materiales Resistentes
Que los materiales estén disponibles en el mercado	Materiales Asequibles
Que resistan el ciclo de trabajo	Larga Vida Útil
Que no se caliente al actuar	Baja temperatura de actuación

Tabla 20. Jerarquización de las necesidades para micro válvula

No.	Necesidad	Calificación
1	Dimensiones Micrométricas	10
2	Flexibilidad de Integración	7
3	Rapidez de actuación	8
4	Fuerza de actuación	8
5	Bajo Consumo de Energía	7
6	Fabricación Simple	6
7	Materiales Resistentes	7
8	Materiales Asequibles	2
9	Larga Vida Útil	9
10	Baja temperatura de actuación	5

6.5.2 *Especificaciones preliminares.* A continuación en la Tabla 21, se procede con la asignación de métricas a las necesidades así como la asignación de unidades a las métricas para identificar las unidades en que serán medidas las necesidades del cliente.

Con el fin de observar la relación directa entre las necesidades y las métricas se plantea en la Tabla 22 la múltiple relación de necesidades y métricas para identificar aquellas que atienden más de una necesidad.

Tabla 21. Asignación de métricas a necesidades para micro válvula

Métrica No.	Necesidad (es)	Métrica	Importancia	Unidades
1	1, 6	LxDxW	10	µm
2	2	Cantidad de Sistemas Integrados	3	cant
3	3, 5	Tiempo de respuesta	9	ms
4	4	Fuerza ejercida	9	N
5	6	Nivel de Complejidad de Fabricación	7	0-10
6	7, 8, 9	Esfuerzo de Fluencia del Material	4	Mpa
7	8	Rareza del Material	3	Subj
8	9	Ciclos de Operación	8	cant
9	10	Temperatura	7	°C



Tabla 22. Relación de necesidades con métricas para micro válvula

No.	Necesidad	Métrica	Importancia	LxDxW	Cantidad de Sistemas Integrados	Tiempo de respuesta	Fuerza ejercida	Nivel de Complejidad de Fabricación	Esfuerzo de Fluencia del Material	Rareza del Material	Ciclos de Operación	Temperatura
1	Dimensiones Micrométricas	10	*									
2	Flexibilidad de Integración	7		*								
3	Rapidez de actuación	8			*							
4	Fuerza de actuación	8				*						
5	Bajo Consumo de Energía	7					*				*	
6	Fabricación Simple	6						*				
7	Materiales Resistentes	7							*			
8	Materiales Asequibles	2						*		*		
9	Larga Vida Útil	9					*				*	
10	Baja temperatura de actuación	5										*

Las métricas son asignadas con valores marginales e ideales dependiendo de los requerimientos del diseño como se observa en la Tabla 23.

Tabla 23. Valores marginales de diseño para micro válvula

Métrica No.	Métrica	Unidades	Valor marginal	Valor ideal
1	LxDxW	mm <sup>3</sup>	<1700	<900
2	Cantidad de Sistemas Integrados	cant	>1	>2
3	Tiempo de respuesta	ms	<160	<70
4	Fuerza ejercida	N	>0.08	>0.1
5	Nivel de Complejidad de Fabricación	0-10	<8	<6
6	Esfuerzo de Fluencia del Material	Mpa	>3	>5
7	Rareza del Material	Subj	<7	<5
8	Ciclos de Operación	cant	>4	>20
9	Temperatura	°C	<50	<30

Una vez planteados los valores marginales e ideales se escogen los valores que se asignarán al diseño de manera preliminar evidenciados en la Tabla 24.

Tabla 24. Especificaciones de diseño para Micro válvula

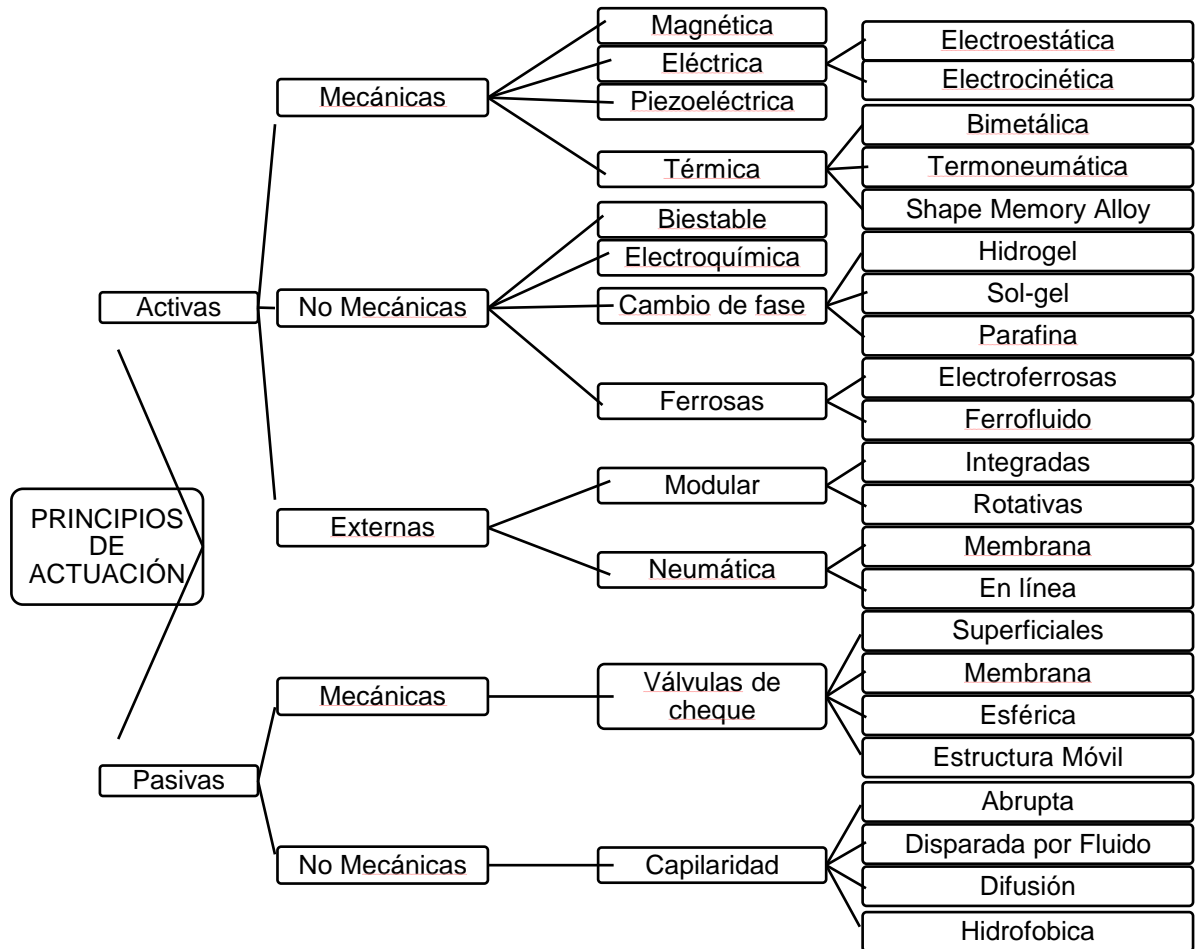
Métrica No.	Métrica	Unidades	Valor de Referencia
1	LxDxW	mm <sup>3</sup>	700
2	Cantidad de Sistemas Integrados	cant	4
3	Tiempo de respuesta	S	0.16
4	Fuerza ejercida	N	0.15
5	Nivel de Complejidad de Fabricación	0-10	5
6	Esfuerzo de Fluencia del Material	Mpa	80
7	Rareza del Material	Subj	6
8	Ciclos de Operación	cant	20
9	Temperatura	°C	29

### 6.5.3 Generación De Conceptos

6.5.3.1 Búsqueda externa y en literatura especializada. Entre los diseñadores se evalúan las diferentes posibilidades que se disponen en el ámbito *MEMS* para dar solución a los subproblemas identificados de una manera innovadora. De la misma manera se evalúa literatura especializada para observar tanto diferentes soluciones previamente esquematizadas como tratamientos a los diferentes problemas presentados al formular dichas soluciones.

Después de realizar una búsqueda de conceptos teóricos que pudiesen ser aplicados al diseño de micro válvulas, se elabora el siguiente árbol de clasificación como se puede observar en la Figura 35 con el fin de tener una idea general acerca de los diferentes principios de actuación que pudiesen integrarse en el diseño.

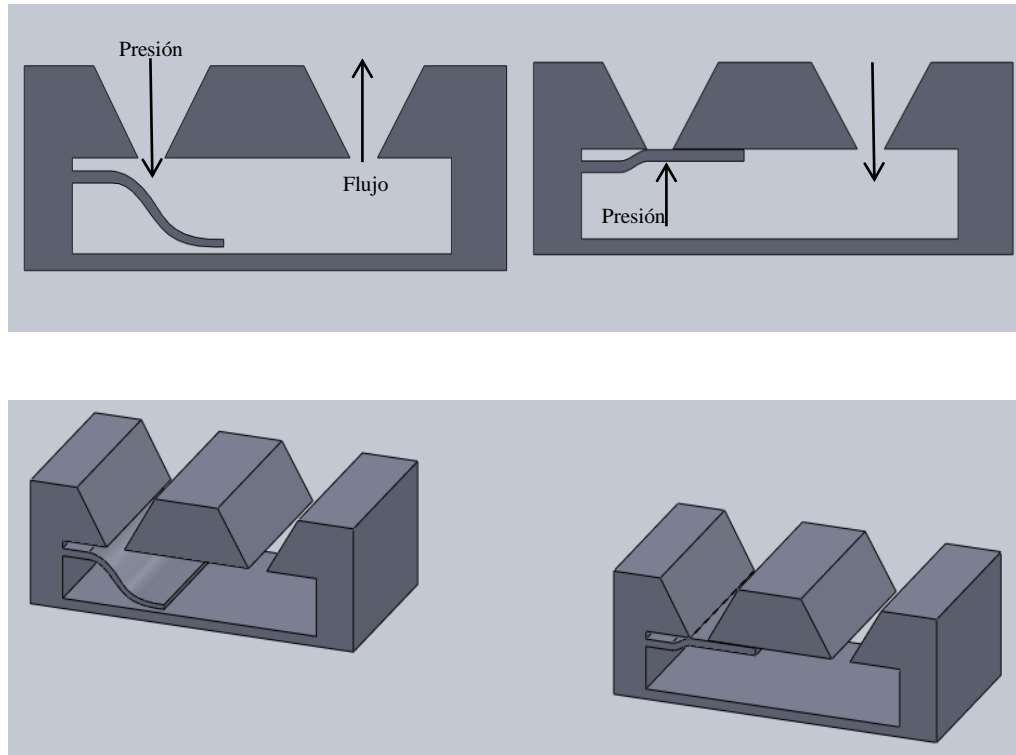
Figura 35. Árbol de conceptos micro válvula



#### 6.5.3.2 Modelo CAD estructura micro válvula

6.5.3.2.1 Micro válvula tipo cheque (Concepto 1). Este concepto está basado en una orientación netamente mecánica. La válvula pertenece a las del tipo pasivo las cuales no están activadas mediante ninguna señal eléctrica. Su funcionamiento depende de la misma dinámica de movimiento del fluido. Como se muestra en la Figura 36, al momento de cerrar la válvula el fluido ejerce una presión sobre un área considerablemente grande con respecto a su posible área de retorno y por tal motivo cierra. De la misma forma cerrara al cambiar el sentido del flujo.

Figura 36. Esquemático y dimétrico de funcionamiento concepto 1 micro válvula



6.5.3.2.2 Micro válvula piramidal (Concepto 2). Este concepto tiene como principio una micro válvula activa la cual es activada a voluntad mediante una lámina piezoeléctrica adherida a una estructura piramidal que se encarga de cerrar el paso del fluido cuando se hace circular una corriente por esta como se aprecia en la Figura 37a y su respectiva vista isométrica en la Figura 37b. Su fuerza de actuación depende proporcionalmente del coeficiente de piezoelectricidad del material y la corriente que se haga circular por la lámina.

6.5.3.2.3 Micro válvula electrostática (Concepto 3). Este concepto tiene como base una micro válvula activa la cual es accionada a voluntad mediante un principio electrostático. El cuerpo de la válvula es levantado del soporte debido a la fuerza ejercida por el campo electrostático que genera cargas opuestas sobre el cuerpo y el soporte generando la apertura de la válvula como se muestra en la Figura 38. Una vez el campo electrostático es desactivado el cuerpo de la micro válvula cae hacia el soporte generando el cierre de la micro válvula como se puede observar en la Figura 38.

Figura 37. Esquemático y dimétrico de funcionamiento concepto 2 micro válvulas

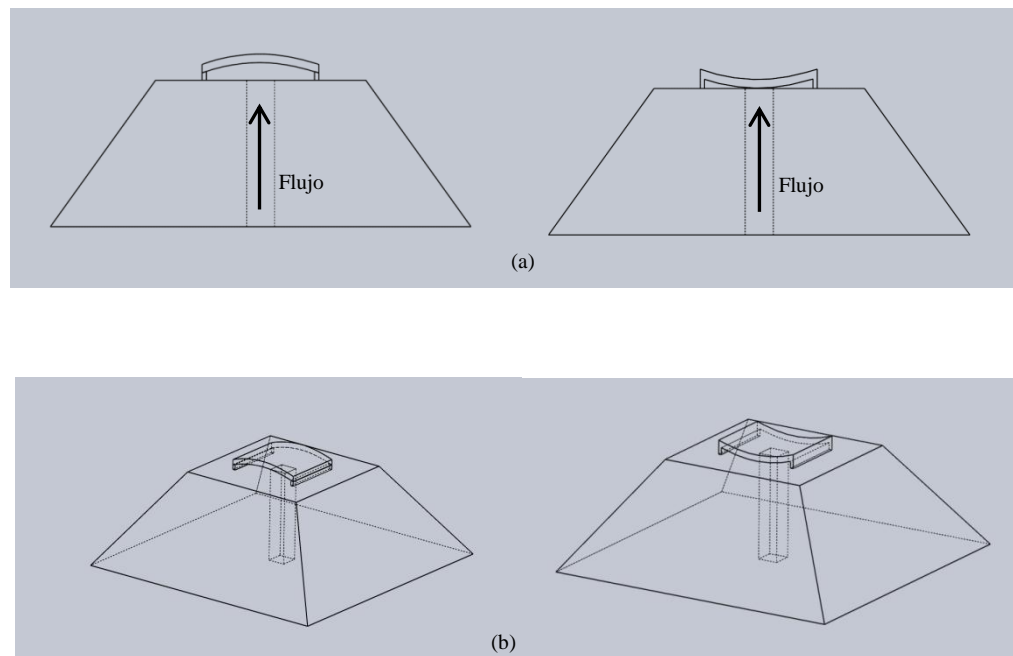
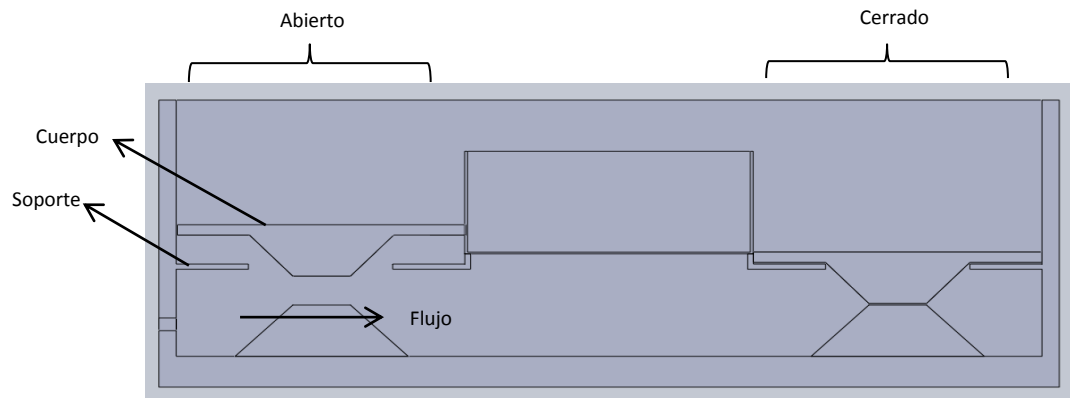


Figura 38. Esquemático de funcionamiento concepto 3 micro válvulas



**6.5.4 Selección de conceptos.** Una vez establecidos todos los posibles conceptos que podrían emplearse en el desarrollo del subsistema de micro válvula, se procede a realizar la selección del principio de actuación que se implementará para dicha estructura.

Con el fin de realizar la selección del concepto de principio de actuación, se decidió emplear el proceso de tamizaje en donde se califican los conceptos en base a los criterios que serán propuestos para ello.

Los criterios de calificación escogidos para la selección del principio de actuación son mencionados a continuación:

- Disponibilidad tecnológica.
- Consumo de energía
- Rapidez de actuación.
- Facilidad de implementación.
- Precisión.
- Tiempo de respuesta.
- Confiabilidad.
- Fuerza de actuación.

Los conceptos a evaluar se determinaron mediante el riguroso estudio de textos especializados en donde se hace referencia a cada uno de estos principios de actuación y se pudo establecer cuales entraban a participar de la selección de conceptos [5.3, 5.5]. Los conceptos escogidos del árbol de clasificación se muestran a continuación:

- A. Electroestático.
- B. Piezoeléctrico
- C. Electromagnético
- D. Termo neumático
- E. Memory Shape Alloy

Tabla 25. Selección de principio de actuación a utilizar para micro válvula

	Principio de Actuación Micro Válvula					
	Conceptos					
Criterio de Selección	A	B	C	D	E	REF
Disponibilidad tecnológica	+	+	+	+	+	0
Consumo de energía	-	-	+	+	+	0
Rapidez de actuación	+	+	-	-	0	0
Facilidad de implementación	+	+	+	-	0	0
Precisión	+	+	-	+	0	0
Tiempo de respuesta	-	+	+	+	+	0
Confiabilidad	+	+	-	+	-	0
Fuerza de actuación	+	+	+	+	+	0
Positivos	6	7	5	6	4	
Iguales	0	0	0	0	3	
Negativos	2	1	3	2	1	
Total	4	6	2	4	3	
Orden	2	1	4	2	3	
Continuar	No	Si	No	No	No	

El concepto a desarrollar según el resultado de la matriz de tamizaje mostrada en la Tabla 25 es el principio de actuación Piezoeléctrico.

## 6.6 MICRO BOMBA

**6.6.1 Identificación de necesidades.** Como primera estructura a diseñar y siguiendo la metodología de la ingeniería concurrente se realizó un análisis de las necesidades del cliente que para este caso fue el grupo de investigación IMAMNT. Después de una reunión del equipo de investigación y el director del grupo, se identificó una serie de parámetros a tener en cuenta que se procesaron de manera tal que fue posible a partir de estos obtener los requerimientos del cliente como se observa en la Tabla 26

Tabla 26. Traducción de las necesidades del cliente para Micro bomba

Requerimientos del Cliente	Necesidad
Que las dimensiones de las estructuras sean a escala real	Dimensiones Micrométricas
Que sea adaptable a un micro sistema	Flexibilidad de Integración
Que la cantidad dosificada este cerca de la requerida	Exactitud
Que la cantidad dosificada tenga un comportamiento constante	Precisión
Que sea eficiente energéticamente	Bajo Consumo de Energía
Que sea compatible con los procesos de fabricación existentes	Fabricación Simple
Que los materiales sean óptimos	Materiales Resistentes
Que los materiales estén disponibles en el mercado	Materiales Asequibles
Que el flujo sea lo menos pulsante posible	Flujo Continuo
Que la dosificación se haga rápidamente	Bombeo Rápido
Que se realice la dosificación en el menor tiempo posible	Caudal Suficiente

Una vez recopiladas todas las necesidades de los clientes, estas fueron jerarquizadas en la Tabla 27 con el propósito de seguir la metodología de diseño implementada y empezar a estimar la cantidad de tiempo que se implementaría en orientar la solución a cada una de las necesidades presentadas en la Tabla 26.

Tabla 27. Jerarquización de las necesidades para Micro bomba

No.	Necesidad	Importancia
1	Dimensiones Micrométricas	10
2	Flexibilidad de Integración	7
3	Exactitud	8
4	Precisión	8
5	Bajo Consumo de Energía	7
6	Fabricación Simple	9
7	Materiales Resistentes	7
8	Materiales Asequibles	6
9	Flujo Continuo	7
10	Bombeo Rápido	2
11	Caudal Suficiente	7

A continuación en la Tabla 28, se procede con la asignación de métricas a las necesidades así como la asignación de unidades a las métricas para identificar las unidades en que serán medidas las necesidades del cliente.

#### 6.6.2 Especificaciones preliminares

Tabla 28. Asignación de métricas a necesidades para micro bomba

Métrica No.	Métrica	Unidades	Valor marginal	Valor ideal
1	LxDxW	mm <sup>3</sup>	<700	<500
2	Cantidad de Sistemas Integrados	cant	>1	>2
3	Porcentaje de error en dosificación	%	<7	<5
4	Nivel de Complejidad de Fabricación	0-10	<7	<5
5	Rareza del Material	subj	<7	<5
6	Ciclos por Segundo	Hz	>1	>2
7	Velocidad de Bombeo	m/s	>0.01	>0.1
8	Caudal	cm <sup>3</sup> /s	>5*10 <sup>-6</sup>	>4*10 <sup>-5</sup>
9	Esfuerzo de Fluencia del Material	Mpa	>30	>50

Con el fin de observar la relación directa entre las necesidades y las métricas se plantea en la Tabla 27 la múltiple relación de necesidades y métricas para identificar las métricas que atienden más de una necesidad.



Tabla 29. Relación de necesidades con métricas para micro bomba

			Métrica									
			LxDxW	Cantidad de Sistemas Integrados	Porcentaje de error en dosificación	Nivel de Complejidad de Fabricación	Rareza del Material	Ciclos por Segundo	Velocidad de Bombeo	Caudal	Esfuerzo de Fluencia del Material	
No.	Necesidad	Importancia										
1	Dimensiones Micrométricas	10	*									
2	Flexibilidad de Integración	7	*	*								
3	Exactitud	8			*			*				
4	Precisión	8			*			*				
5	Bajo Consumo de Energía	7						*				
6	Fabricación Simple	9		*		*						
7	Materiales Resistentes	7										*
8	Materiales Asequibles	6					*					
9	Flujo Continuo	7						*				
10	Bombeo Rápido	2						*	*			
11	Caudal Suficiente	7						*		*		

Las métricas son asignadas con valores marginales e ideales dependiendo de los requerimientos del diseño como se observa en la Tabla 30.

Tabla 30. Valores marginales de diseño para Micro bomba

Métrica No.	Métrica	Unidades	Valor marginal	Valor ideal
1	LxDxW	mm <sup>3</sup>	<10	<6
2	Cantidad de Sistemas Integrados	cant	>1	>2
3	Porcentaje de error en dosificación	%	<7	<5
4	Nivel de Complejidad de Fabricación	0-10	<7	<5
5	Rareza del Material	subj	<7	<5
6	Ciclos por Segundo	Hz	>1	>3
7	Velocidad de Bombeo	m/s	>0,01	>0,1
8	Caudal	cm <sup>3</sup> /s	>5* 10 <sup>-6</sup>	>4* 10 <sup>-5</sup>
9	Esfuerzo de Fluencia del Material	Mpa	<20	<10

Una vez planteados los valores marginales e ideales se escogen los valores que se asignaran al diseño de manera preliminar mostrados en la Tabla 31.

Tabla 31. Valores asignados al diseño de micro bomba

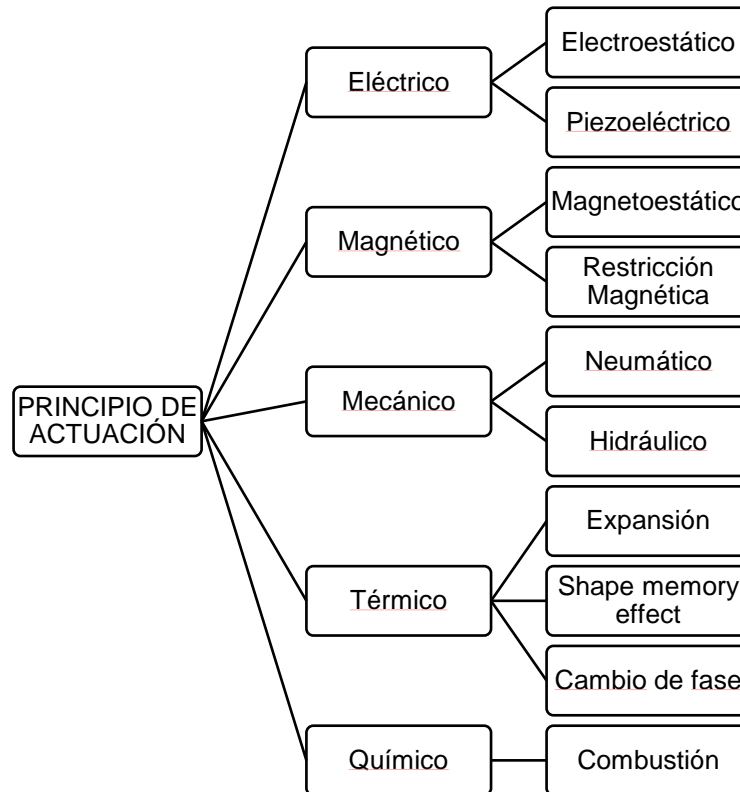
Métrica No.	Métrica	Unidades	Valor de Referencia
1	LxDxW	mm <sup>3</sup>	5,65
2	Cantidad de Sistemas Integrados	cant	4
3	Porcentaje de error en dosificación	%	4
4	Nivel de Complejidad de Fabricación	0-10	3
5	Rareza del Material	subj	3
6	Ciclos por Segundo	Hz	3
7	Velocidad de Bombeo	m/s	0,18
8	Caudal	cm <sup>3</sup> /s	5.90*10 <sup>-5</sup>
9	Esfuerzo de Fluencia del Material	Mpa	40

### 6.6.3 Generación de conceptos

6.6.3.1 Búsqueda externa y en literatura especializada. Entre los diseñadores se evalúan las diferentes posibilidades que se disponen en el ámbito MEMS para dar solución a los subproblemas identificados de una manera innovadora. De la misma manera se evalúa literatura especializada para observar tanto diferentes soluciones previamente esquematizadas como tratamientos a los diferentes problemas presentados al formular dichas soluciones.

Después de realizar la actividad de búsqueda de conceptos que pudiesen ser aplicados para esquematizar una solución, se elabora el árbol de clasificación de conceptos ilustrado en la Figura 39, en el cual se encuentran los diferentes principios de actuación que nos brinda la tecnología MEMS y los cuales pueden ser considerados en la selección del principio de actuación para la Micro Bomba.

Figura 39. Árbol de conceptos micro bomba



#### 6.6.3.2 Modelo CAD estructura Micro bomba

6.6.3.2.1 Micro bomba Termoneumática (Concepto 1). Este concepto tiene como fundamento el principio de funcionamiento termoneumático. Para corregir el sentido del flujo existe un par de micro válvulas ubicadas en los extremos de salida y entrada. De igual forma el diseño, mostrado en la Figura 40, está orientado a almacenamiento de fluido en el mismo actuador en las cavidades izquierda y derecha mientras la membrana correrá en la cavidad central.

6.6.3.2.2 Micro bomba Termoneumática (Concepto 2). Este concepto está enfocado hacia el principio de actuación termoneumático que permite mediante cambios de volúmenes de ciertas cavidades expulsar un fluido como se muestra en la Figura 41. Este

tipo de micro bomba debe por obligación estar acompañado de válvulas que rectifiquen el flujo para que no se presenten ningún tipo de retroceso en el flujo.

6.6.3.2.3 Micro bomba Termoneumática (Concepto 3). Este concepto está basado en el principio de actuación termoneumático. Se emplean válvulas piramidales para realizar la rectificación del sentido de flujo como se puede apreciar en la Figura 42. Los volúmenes de actuación de las válvulas tienen la funcionalidad de almacenar el fluido a medida que se realizan los movimientos necesarios de actuación de la bomba.

Figura 40. Isométrico concepto 1 micro bomba

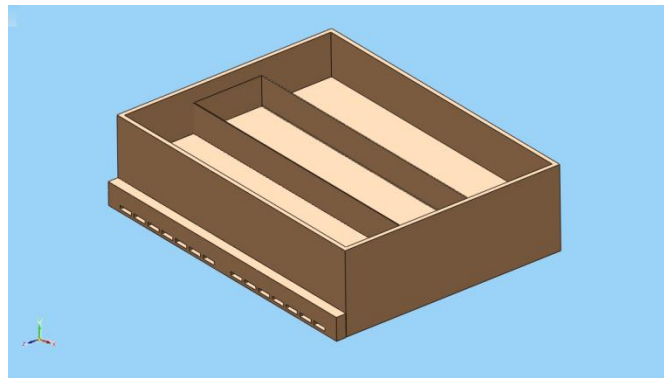


Figura 41. Isométrico concepto 2 micro bomba

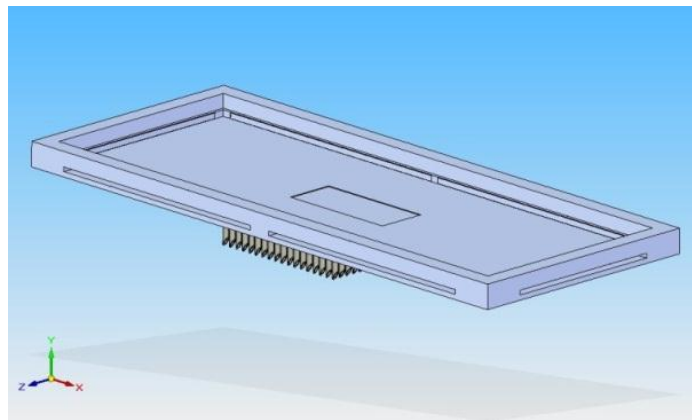
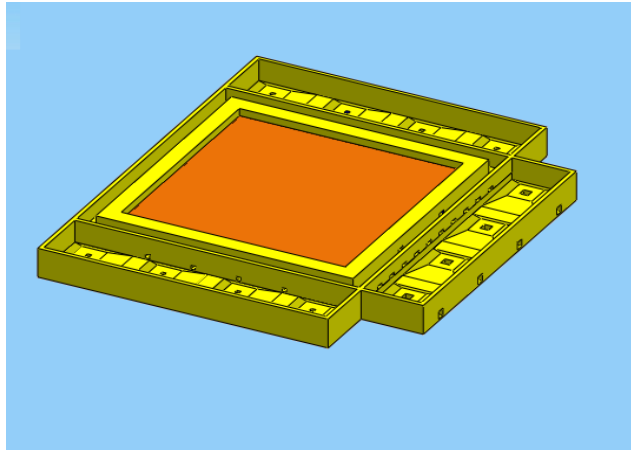


Figura 42. Isométrico concepto 3 micro bomba



*6.6.4 Selección de conceptos.* Una vez establecidos todos los posibles conceptos que podrían emplearse en el desarrollo del subsistema de micro bomba, se procede a realizar la selección del principio de actuación que se implementará para dicha estructura.

Con el fin de realizar la selección del concepto de principio de actuación, se decidió emplear el proceso de tamizaje en donde se califican los conceptos en base a los criterios que serán propuestos para ello.

Los criterios de calificación escogidos para la selección del principio de actuación son mencionados a continuación:

- Disponibilidad tecnológica.
- Consumo de energía
- Rapidez de actuación.
- Facilidad de implementación.
- Precisión.
- Relación de compresión.
- Tiempo de respuesta.
- Confiabilidad.
- Fuerza de actuación.

Los conceptos a evaluar fueron determinados mediante el riguroso estudio de textos especializados en donde se hace referencia a cada uno de estos principios de actuación y se pudo establecer cuales entraban a participar de la selección de conceptos. Los conceptos escogidos del árbol de clasificación fueron los siguientes:

- A. Electroestático.
- B. Piezoeléctrico
- C. Electromagnético
- D. Termo neumático
- E. Neumático
- F. Memory Shape Alloy

Tabla 32. Selección de principio de actuación a utilizar para micro bomba

	Principio de Actuación Micro Bomba						REF
	Conceptos						
Criterio de Selección	A	B	C	D	E	F	
Disponibilidad tecnológica	+	+	+	+	+	+	0
Consumo de energía	-	-	-	+	+	+	0
Rapidez de actuación	+	+	+	0	-	-	0
Facilidad de implementación	+	+	-	+	-	+	0
Precisión	+	-	+	+	-	+	0
Relación de compresión	-	-	+	+	0	+	0
Tiempo de respuesta	+	+	+	0	+	-	0
Confiabilidad	+	+	+	+	+	0	0
Fuerza de actuación	-	-	-	+	0	0	0
Positivos	6	5	6	7	4	5	
Iguales	0	0	0	2	2	2	
Negativos	3	4	3	0	3	2	
Total	3	1	3	7	1	3	
Orden	2	3	2	1	3	2	
Continuar	No	No	No	Si	No	No	

El concepto a desarrollar según el resultado de la matriz de tamizaje es el principio de actuación Termo Neumático cuyo resultado se evidencia en la Tabla 32.

**6.6.5 Prueba de conceptos.** Una vez identificado el principio de actuación a emplearse en el subsistema de micro bomba se procede a la realización del diseño estructural el cual permitirá la correcta y eficiente integración de este principio de actuación seleccionado en un sistema lógico de micro estructuras el cual conllevará la recopilación de la información necesaria para describir el diseño detallado.

6.6.5.1 Diseño estructural. Todo principio de actuación termo neumático está compuesto por dos recámaras en las cuales se lleva a cabo el proceso de actuación.

Primero se dimensionó el volumen de las recámaras para poder asignarles una acomodación espacial simple pero idónea, de tal manera que cumpliesen con los requerimientos de diseño ya que estas son las directas responsables del desempeño de la micro bomba. Como cualquier sistema de impulsión de fluidos se tienen dos movimientos o momentos durante el proceso los cuales son succión y descarga.

6.6.5.2 Diseño estructural orientado a la succión. La entrada o sección de succión de la micro bomba, como se observa en la Figura 43, está compuesta por 4 entradas las cuales poseen un sentido de flujo controlado mediante micro válvulas piezoeléctricas en disposición piramidal y que posteriormente desembocarán hacia la recámara inferior.

El área de entrada total de la micro bomba es de  $4 \times 10^{-2} \text{ mm}^2$  la cual no disminuye a lo largo del trayecto hacia la desembocadura en las 8 entradas a la recámara inferior. El área de salida o entrada a la recámara inferior es de  $4 \times 10^{-2} \text{ mm}^2$  establecidas de esta manera para no ocasionar cargas innecesarias a la membrana al momento de la succión.

6.6.5.3 Diseño estructural orientado a la descarga. La salida o descarga de la bomba está compuesta por varias estructuras que se pueden identificar claramente en la Figura 44. A cada lado tenemos las 4 entradas a las estructuras piramidales de micro válvula con un área de  $4 \times 10^{-2} \text{ mm}^2$  las cuales controlan el sentido de flujo y que después se comunican con los micro canales de acople de las micro agujas encargados de llevar el fluido hacia ellas. El área de salida de la descarga es de  $2 \times 10^{-2} \text{ mm}^2$  y sin ningún tipo de reducción brusca para evitar situaciones de esfuerzos o carga innecesaria sobre la membrana.

Figura 43. Volumen de fluido succión micro bomba

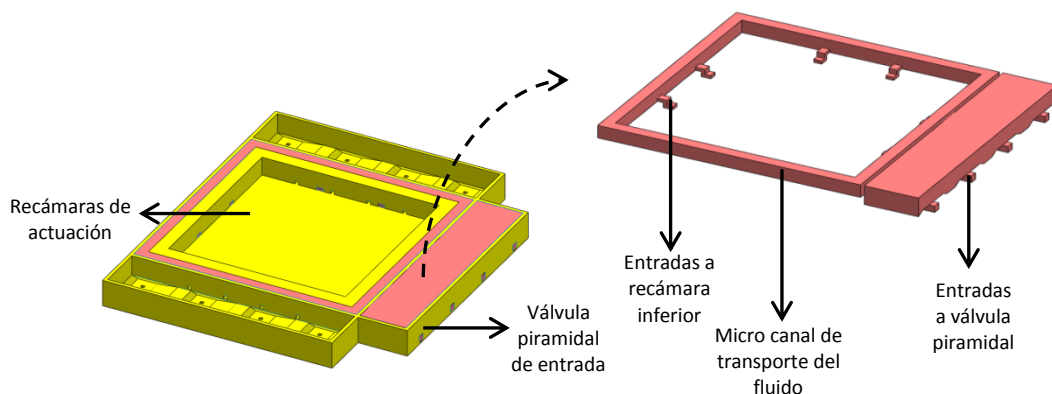
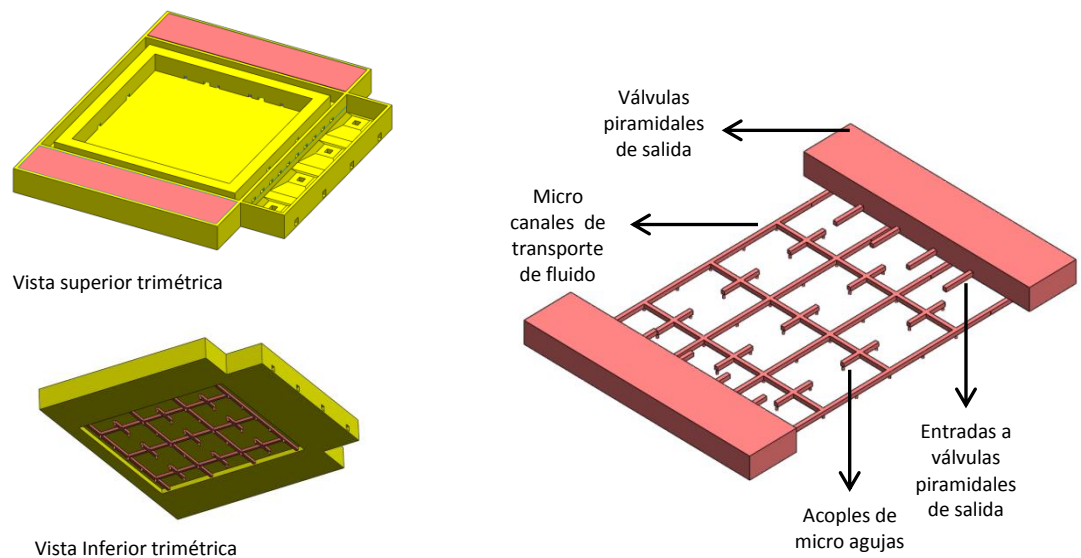
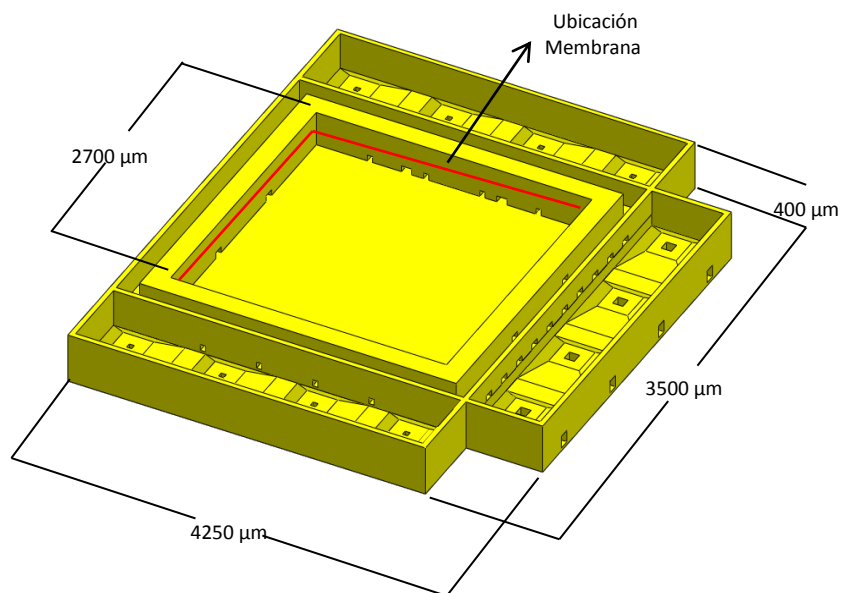


Figura 44. Volumen de fluido descarga micro bomba



6.6.5.4 Proceso de dosificación. Las dimensiones de las características más importantes de la micro bomba se pueden observar en la Figura 45 así como también la ubicación de la membrana que tiene la función de impulsar el fluido hacia la salida.

Figura 45. Dimensiones relevantes micro bomba

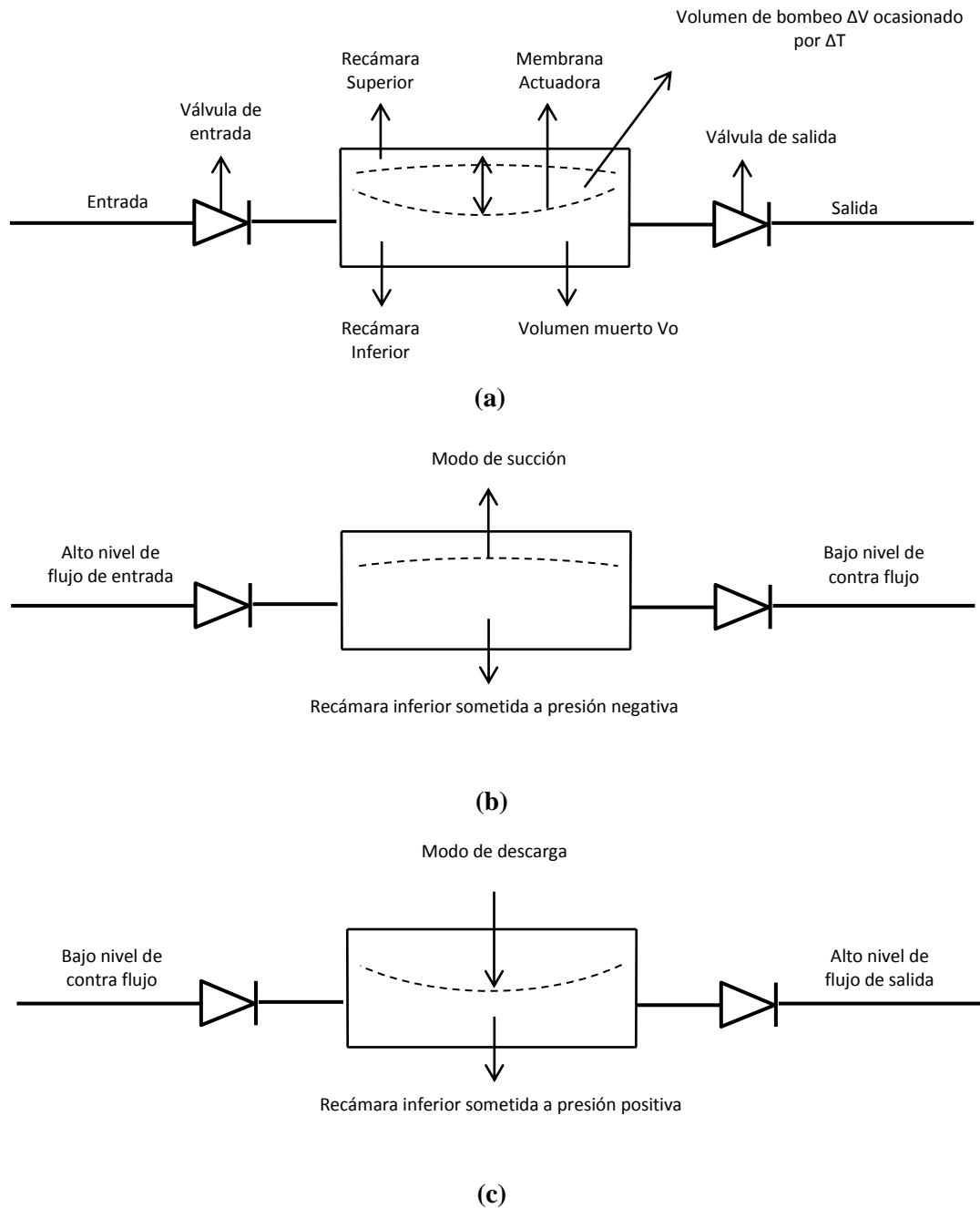




El funcionamiento de la micro bomba está representado en las Figura 46. El sistema está dividido en dos movimientos fundamentales los cuales son succión y descarga. En la succión, las micro válvulas se disponen de tal manera que el fluido pueda ser absorbido desde el reservorio y llevado directamente a la recámara inferior pasando por las micro válvulas de entrada debido al cese de la corriente que atraviesa el resistor que conlleva al posterior enfriamiento del aire confinado en la recámara superior y la consecuente reducción del volumen de dicha recámara provocando la retracción de la membrana como se muestra en la Figura 46b. Una vez se alcanza el punto de máxima succión las micro válvulas son dispuestas de manera inversa a la secuencia anterior con el objetivo de que esta vez el fluido se dirija hacia las micro agujas

Una vez dispuestas las micro válvulas se hace circular una corriente en el resistor lo que ocasiona que el aire circundante incremente su temperatura y el volumen de aire encerrado en la recámara aumente ocasionando la expansión de la membrana como se puede observar en la Figura 46c. Esta expansión de la membrana desplaza un volumen igual de líquido en la recámara inferior incrementando la presión en esta y haciendo que el fluido se desplace hasta salir en las micro agujas. En este preciso momento se repite el ciclo de succión y vuelve a operarse la micro bomba.

Figura 46. Proceso de dosificación



Varias características intrínsecas de la micro bomba, como las mencionadas en la Tabla 33, deben ser destacadas y tenidas en cuenta al momento de la simulación dinámica de fluidos y que posteriormente se convierten en especificaciones de la micro bomba. Los parámetros de volúmenes de las recamaras tanto superior como inferior fueron obtenidos mediante el análisis de la cantidad de insulina a dosificar mientras que el área de entrada y de salida fue medida en el programa de simulación.

Tabla 33. Características intrínsecas de la micro bomba

Parámetro	Valor	Unidades
Volumen Recámara Superior	0.729	mm <sup>3</sup>
Volumen Recámara Inferior	0.42	mm <sup>3</sup>
Relación de Compresión	$3,5 \times 10^{-1}$	-
Area de Entrada	38	μm <sup>2</sup>
Area de Salida	78	μm <sup>2</sup>

Con miras a determinar las condiciones de operación de la membrana se realizaron análisis de dinámica de fluidos computacionales que permiten observar el escenario al cual se va a enfrentar la membrana en operación.

6.6.5.5 Simulación CFD. La simulación de fluidos computacional estará dividida en dos partes las cuales se denominan succión y descarga. Primero se analizará la descarga debido a la procedencia que tienen los datos de la simulación de fluidos de la micro aguja los cuales nos proporcionan datos de gran relevancia acerca de las características de descarga de la bomba como caudal y flujo másico.

6.6.5.6 Simulación CFD descarga. Como resultado de la simulación de las micro agujas, esta arrojó que para que se garantizase un flujo másico de  $3,5 \times 10^{-5}$  g/s de una aguja se debería generar una presión en la cabeza de esta de 1650 Pa. Teniendo en cuenta que el número de agujas en el arreglo es de 38, el flujo másico que deberá ser impulsado por la membrana será de  $1,33 \times 10^{-3}$  g/s para que posteriormente se distribuya por cada uno de los micro canales hacia las respectivas micro agujas como puede ser visualizado en la Figura 47.

La malla está conformada por el volumen interno de la recámara inferior y cavidades de flujo de la sección de la descarga de la micro bomba como se puede observar en la Figura 48 y cuya condición de frontera para la entrada es definida por el flujo másico que debe ser dosificado por las 38 agujas con un valor reportado en la simulación previa de micro agujas de  $1,33 \times 10^{-3}$  g/s y la condición de salida es definida como salida de presión teniendo esta una magnitud directamente a la asociada con la que se requirió en la simulación de la micro aguja para generar un flujo másico de  $3,5 \times 10^{-5}$  g/s

La malla se compone de tetraedros que nos proporcionarán una mejor captura del comportamiento del fluido dentro de la micro bomba. La finalidad de esta simulación es saber con precisión la presión que deberá generar la membrana sobre las 8 salidas de la recámara inferior para hacer que se dosifique la cantidad deseada de fluido como se puede observar en la Figura 47, además de confirmar la magnitud de la velocidad y el caudal a la salida las cuales se convierten en parámetros de entrada de las micro agujas.

Figura 47. Vista seccionada descarga micro bomba

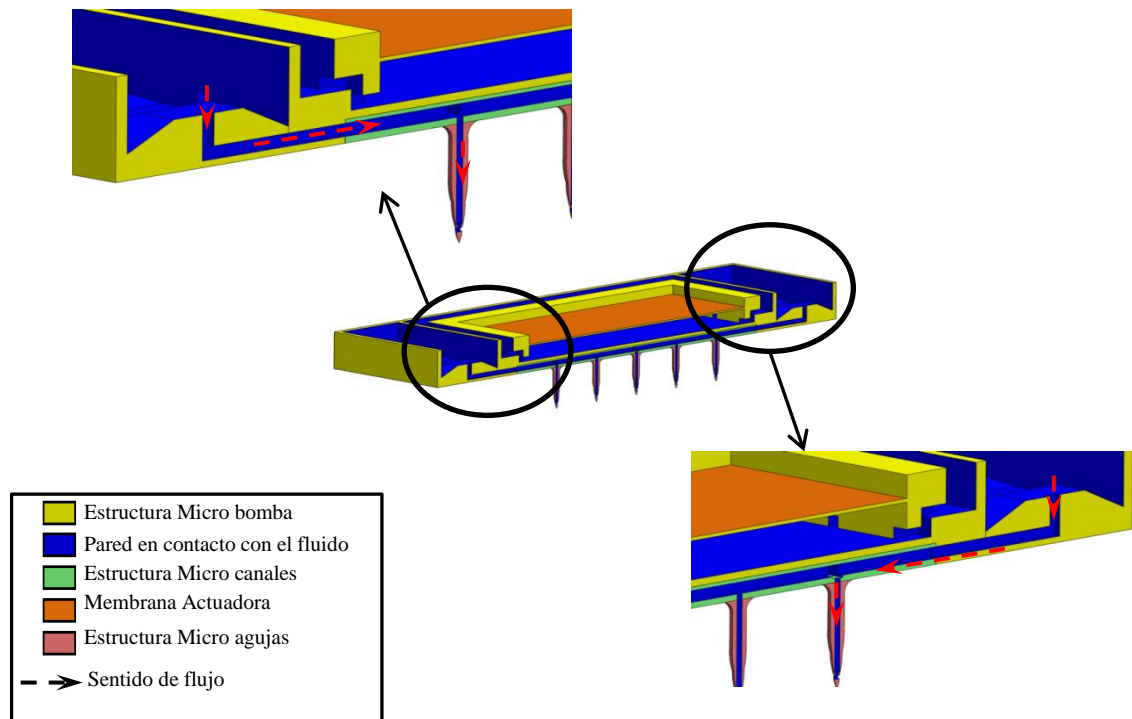
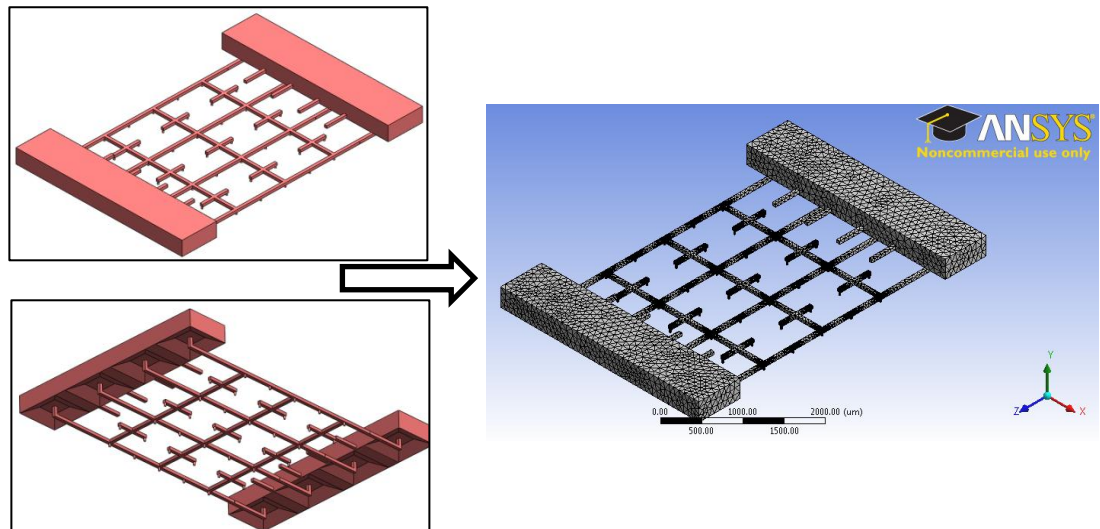


Figura 48. Malla volumen fluido descarga micro bomba



6.6.5.7 Resultados simulación CFD descarga. Una vez realizada la simulación dinámica de fluidos se confirma primero que todo que los parámetros de salida de la

simulación de la descarga concuerdan con los parámetros ingresados en la simulación de las micro agujas como parámetros de entrada y que no presentan grandes discrepancias.

Una vez confirmado que los resultados son congruentes con la simulación CFD de la micro aguja, se procede a reportar que la simulación arrojo como resultado que para que la dosificación sea la requerida de 0,4 ml en un tiempo de 6 minutos la membrana deberá ejercer una presión sobre las 8 salidas de la recámara inferior de 2560 Pa como se muestra en la Figura 49. La baja relación de compresión del sistema y la baja compresibilidad que presenta el fluido nos indica indiscutiblemente que la presión generada en la recámara superior será transmitida casi en su totalidad hacia la recámara inferior permitiendo así poder alcanzar la presión requerida en las salidas de la recámara inferior.

Al comparar la velocidad de salida en un orificio de acople de micro aguja podemos darnos cuenta que el valor reportado por la simulación de micro agujas en la Figura 31 de 0,2 m/s concuerda con el reportado en esta simulación Figura 50 Y Figura 51 de 0,16 m/s así mismo como el valor de caudal reportado previamente de  $2,83 \cdot 10^{-5} \text{ cm}^3/\text{s}$  y en esta simulación de  $2,81 \cdot 10^{-5} \text{ cm}^3/\text{s}$ . Debido a la disposición geométrica y como se esperaba, el flujo en los acoples de micro agujas no poseen las mismas características de salida. Aunque la presión es común en todas ellas la velocidad del fluido no, por tal motivo el caudal no será el mismo en cada uno de los 38 acoples pues a medida que se alejan de la entrada el fluido tendrá menor velocidad dentro de los micro canales, lo que influirá directamente en su caudal y flujo másico como se puede observar en la Figura 49. No obstante el valor neto de flujo másico y caudal de los 38 acoples es igual en magnitud al calculado inicialmente. En la Tabla 34 se muestran las características de caudal y flujo másico para cada uno de los 38 acoples de las agujas.

Figura 49. Contornos de presión volumen fluido descarga de micro bomba

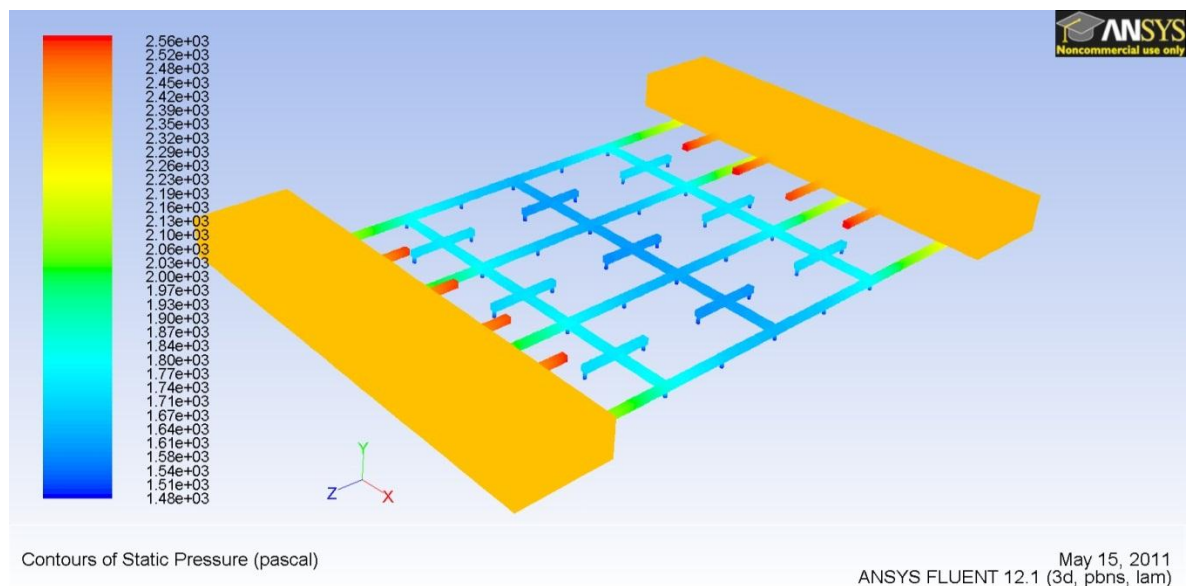


Figura 50. Vectores de velocidad en acoples de micro aguja

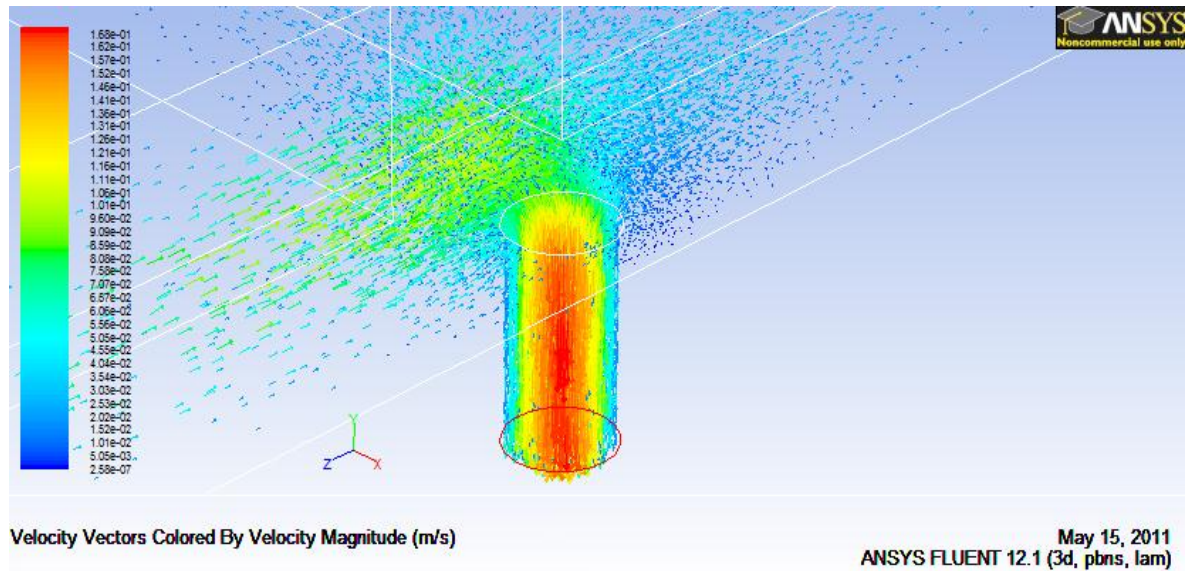
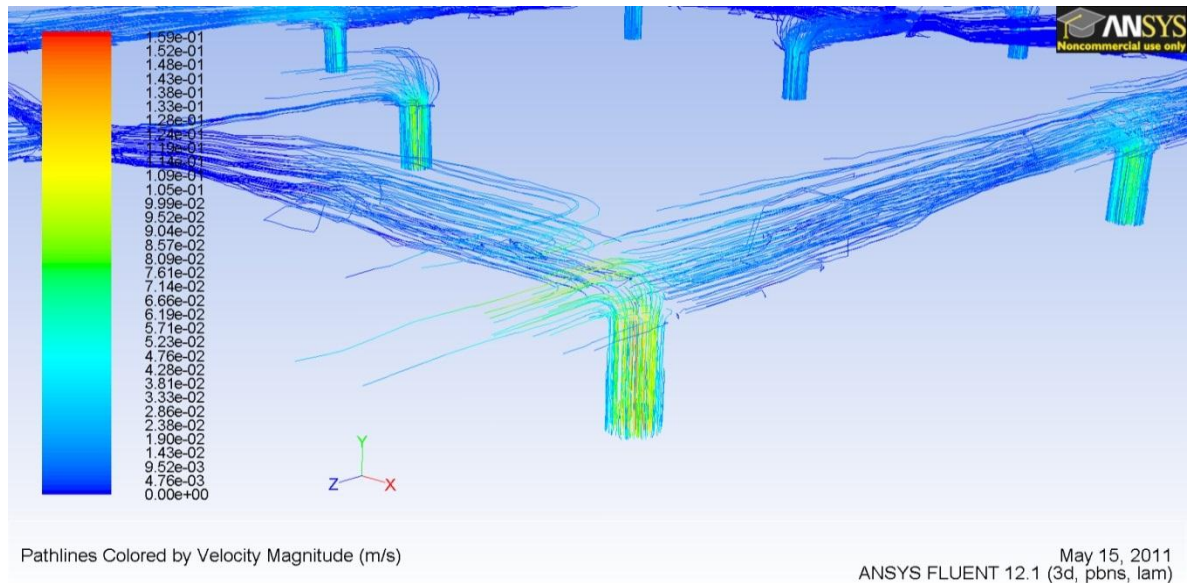


Figura 51. Líneas de corriente coloreadas por velocidad en acoples de micro aguja



6.6.5.8 Simulación CFD Succión. Para la simulación del movimiento de succión de la bomba se tendrá como premisa que el volumen bombeado  $V_b$  corresponderá al 30% del volumen muerto  $V_o$  de la recámara inferior con el fin de no esquematizar el funcionamiento de la membrana sobre un valor que la llevaría a tener un desgaste mayor. Teniendo en cuenta este parámetro, el flujo másico que se debe transportar desde las 4 entradas de la estructura de micro válvulas hasta las 8 entradas de la recámara inferior,

se calculó teniendo en cuenta que  $V_o$  tiene un valor de  $1,2 * 10^{-3} \text{ cm}^3$  y  $V_b$  un valor de  $3,7 * 10^{-4} \text{ cm}^3$ . Teniendo en cuenta que la dosificación tiene asignados 0.4 ml en un tiempo de 6 minutos el caudal indicado por unidad de segundo es de  $1,12 * 10^{-3} \text{ cm}^3/\text{s}$ . Al tener el volumen de bombeo  $V_b$  que desaloja la membrana al expandirse se halló, mediante la ecuación 10, la frecuencia a la que esta debe ser operada para cumplir con el parámetro de caudal en un segundo de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} V_b * F &= Q \\ F &= \frac{Q}{V_b} = 3\text{Hz} \end{aligned} \quad (10)$$

Una vez confirmado que los 3 movimientos que realiza la membrana cumplen con el caudal establecido se procedió a calcular mediante la ecuación 11, directamente el flujo másico para ser ingresado como parámetro de entrada en la simulación.

$$\begin{aligned} \dot{m} &= Q * \rho \\ \dot{m} &= 1,38 * 10^{-3} \text{ g/s} \end{aligned} \quad (11)$$

Como condición de entrada se fija el flujo másico calculado y como condición de salida se fija presión atmosférica local en una malla conformada por tetraedros como se puede visualizar en la Figura 52. Lo que se desea obtener con este análisis es la presión negativa o succión que debe ejercer la micro bomba en su membrana para que sea capaz de succionar la cantidad requerida de  $4,2 * 10^{-4} \text{ cm}^3/\text{s}$ , como se indica en la Figura 53, para llenar la recámara inferior y que posteriormente se produzca la descarga.

Figura 52. Malla volumen fluido succión micro bomba

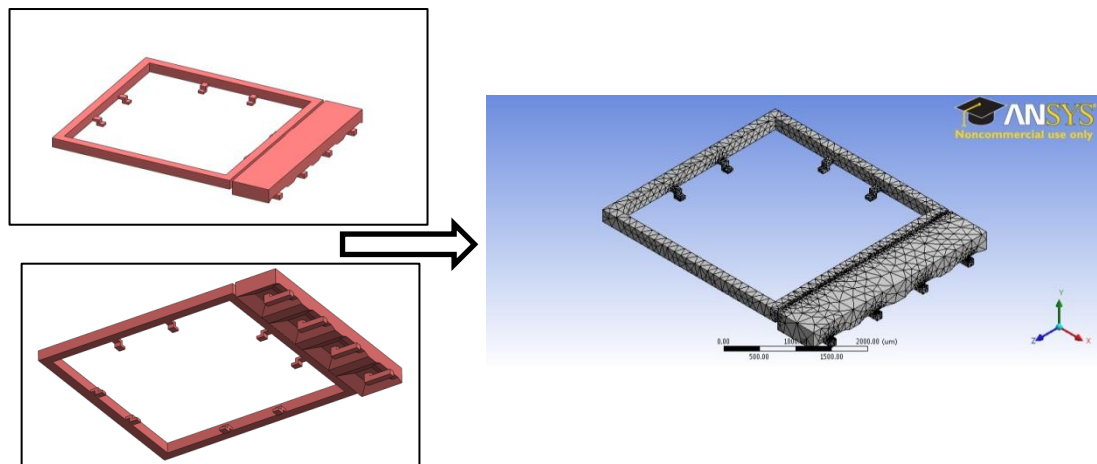
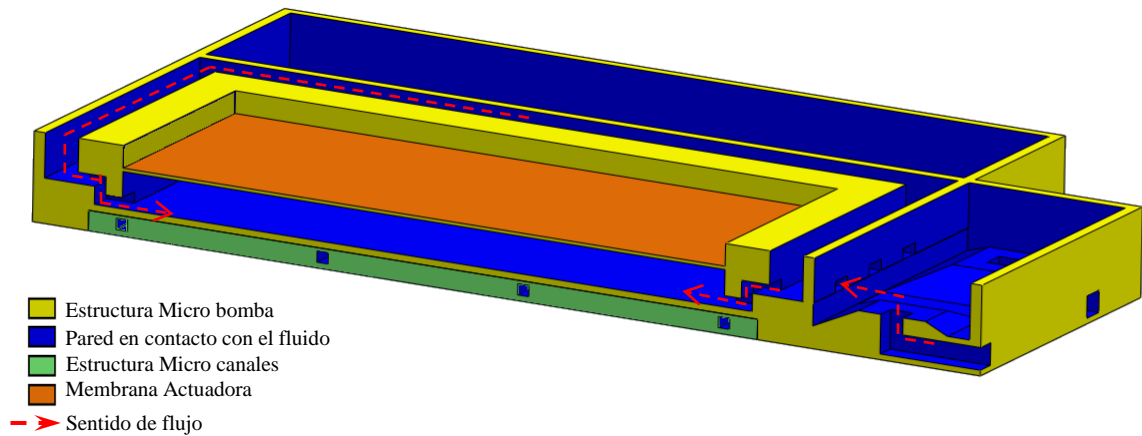


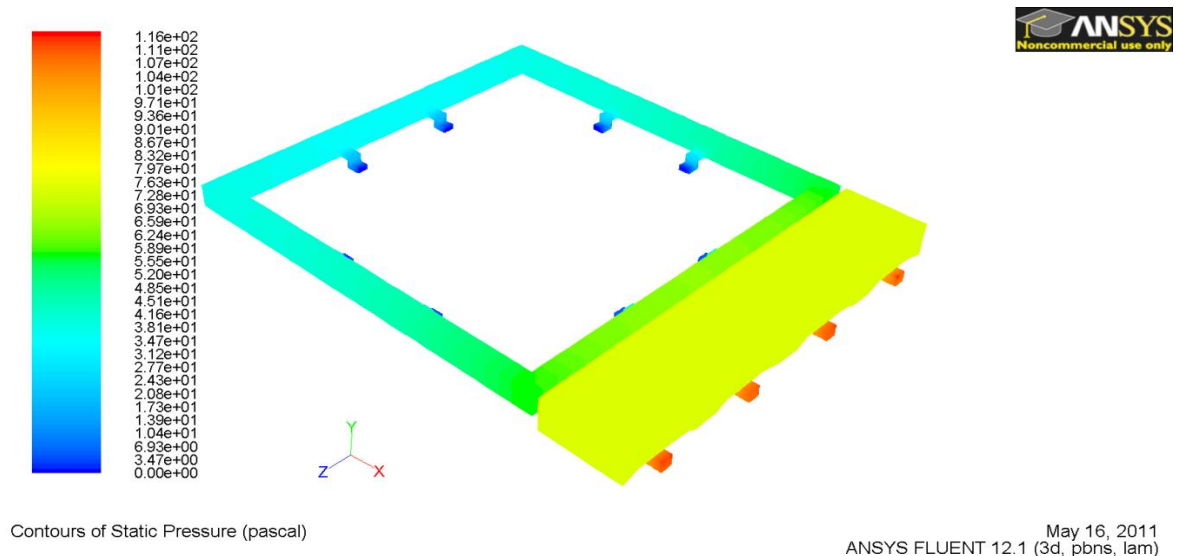


Figura 53. Vista seccionada succión micro bomba



6.6.5.9 Resultados simulación CFD succión. Una vez analizados los resultados de la simulación se reporta que para que la recámara inferior se llene y se alcance un flujo másico a la entrada de  $1,38 \times 10^{-3}$  g/s, la membrana debe ejercer una presión negativa o succión de 116 Pa como se puede observar en la Figura 54.

Figura 54. Contornos de presión volumen fluido succión de micro bomba



En el transcurso de la succión la velocidad del fluido dentro de los micro canales de transporte alcanzará los 0,06 m/s como se puede observar en la Figura 55. Al igual que en los acoples de las micro agujas, el flujo en las 8 entradas de la recámara inferior no se



comporta de una manera homogénea debido al posicionamiento geométrico asimétrico de las micro válvulas de entrada.

Figura 55. Vectores de velocidad en entrada a la recámara inferior

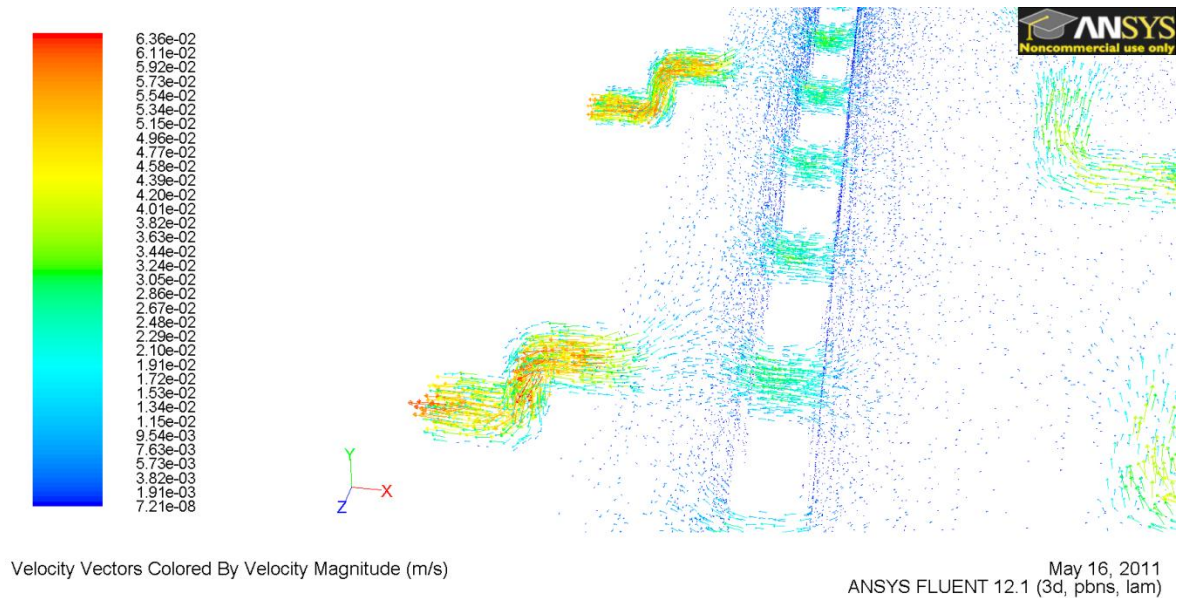


Tabla 34. Caudales en acoples de micro agujas reportados en simulación

Numero de acople	Valor	Unidades
1	-4,50* 10-05	cm^3/s
2	-3,04* 10-05	cm^3/s
3	-3,04* 10-05	cm^3/s
4	-3,97* 10-05	cm^3/s
5	-2,83* 10-05	cm^3/s
6	-2,83* 10-05	cm^3/s
7	-3,97* 10-05	cm^3/s
8	-3,03* 10-05	cm^3/s
9	-3,02* 10-05	cm^3/s
10	-4,48* 10-05	cm^3/s
11	-2,87* 10-05	cm^3/s
12	-2,52* 10-05	cm^3/s
13	-2,53* 10-05	cm^3/s
14	-2,85* 10-05	cm^3/s
15	-2,13* 10-05	cm^3/s
16	-1,44* 10-05	cm^3/s
17	-1,43* 10-05	cm^3/s
18	-1,88* 10-05	cm^3/s
19	-1,34* 10-05	cm^3/s
20	-1,34* 10-05	cm^3/s
21	-1,88* 10-05	cm^3/s
22	-1,43* 10-05	cm^3/s
23	-1,42* 10-05	cm^3/s
24	-2,13* 10-05	cm^3/s
25	-2,79* 10-05	cm^3/s
26	-2,57* 10-05	cm^3/s
27	-2,56* 10-05	cm^3/s
28	-2,77* 10-05	cm^3/s
29	-4,36* 10-05	cm^3/s
30	-3,02* 10-05	cm^3/s
31	-3,02* 10-05	cm^3/s
32	-4,06* 10-05	cm^3/s
33	-2,92* 10-05	cm^3/s
34	-2,93* 10-05	cm^3/s
35	-4,08* 10-05	cm^3/s
36	-3,00* 10-05	cm^3/s
37	-3,02* 10-05	cm^3/s
38	-4,30* 10-05	cm^3/s
Neto	-1,07* 10-03	cm^3/s

6.6.6 *Especificaciones Finales:* Las especificaciones finales están resumidas en la Tabla 35 de la recopilación y cálculos realizados. Al final de la tabla se encuentran las especificaciones de las micro válvulas tanto de salida como de entrada.

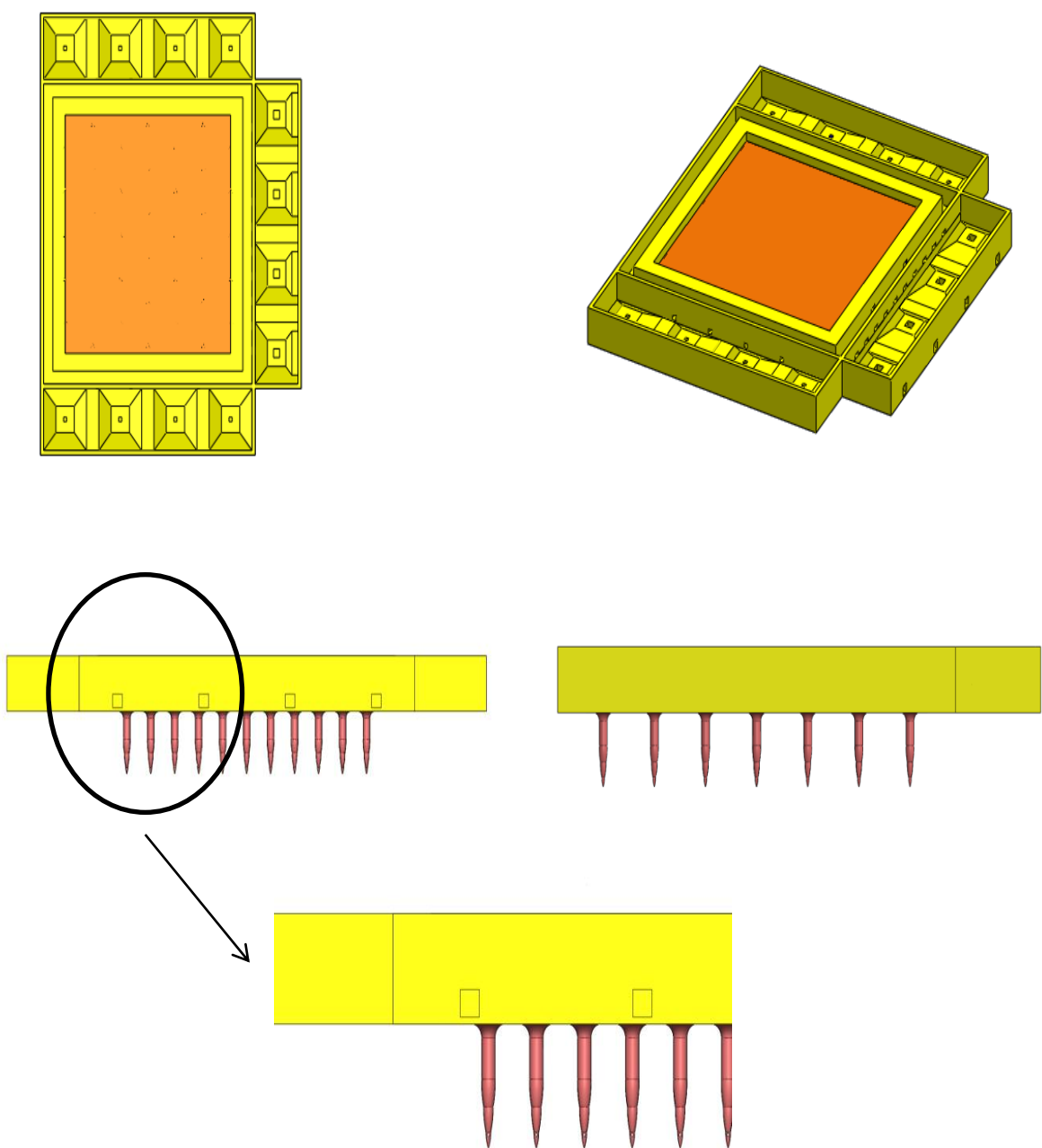
Tabla 35. Especificaciones finales micro bomba

Especificación	Valor	Unidades
Área de succión	$4,00 \cdot 10^{-02}$	mm <sup>2</sup>
Área de descarga	$2,00 \cdot 10^{-02}$	mm <sup>2</sup>
Volumen muerto	$1,20 \cdot 10^{-03}$	cm <sup>3</sup>
Caudal	$2,85 \cdot 10^{-05}$	cm <sup>3</sup> /s
Volumen expansión	$4,20 \cdot 10^{-04}$	cm <sup>3</sup>
Relación de compresión	$3,50 \cdot 10^{-01}$	-
Presión requerida para descarga	$1,48 \cdot 10^{+00}$	KPa
Presión requerida para succión	$1,10 \cdot 10^{-01}$	KPa
Velocidad de flujo	$1,68 \cdot 10^{-01}$	m/s
Flujo másico	$3,50 \cdot 10^{-05}$	g/s
Frecuencia de operación	3	Hz
Fuerza de apertura micro válvulas	0,15	N

Una vez concluido el diseño de la micro bomba y definido las especificaciones de cada módulo de esta en la Figura 56 se puede apreciar el sistema completamente ensamblado con las dimensiones mostradas en cada una de las tablas de especificaciones finales de cada estructura integrante del sistema. El método del QFD encontrado en el anexo 1, ilustra de manera clara y concisa cuales son las relaciones que existen entre las especificaciones finales del sistema de micro dosificación y las necesidades que planteó el cliente en la tabla así como también las relaciones que existen entre las diferentes especificaciones.

En cuanto a la etapa de diseño a nivel de sistema, se concluyó que las relaciones incidentales y funcionales se ven eximidas de toda relación en el diseño por el desarrollo del dispositivo final. Esto debido a que el diseño final requiere de un mínimo ensamble, que al llevarse a cabo en el software CAD no identificó ningún tipo de posible relación tanto incidental como funcional.

Figura 56. Sistema de micro dosificación



## **7. CONCLUSIONES**

Se diseñó una micro aguja, modelada por medio de software *CAD*.

Teniendo en cuenta los estudios realizados por S. P. Davis, W. Martanto, M. G. Allen y N. Roxhed, T. C. Gasser, P. Griss en 2.001 y 2.007 así como las dimensiones y características de la micro aguja propuesta, esta no será detectada por el sistema nervioso central generando dolor durante su inserción.

El diseño de las micro agujas demostró ser, a través del análisis de resultados de simulaciones computacionales, apto para la inserción en la piel sin que se provocara ningún tipo de daño o alteración que impidiera el correcto funcionamiento durante el proceso de dosificación.

El método de actuación termo neumático referente al principio de funcionamiento de la micro bomba se seleccionó por haber respondido mejor a los requerimientos del cliente como lo son, velocidad de actuación, tiempo de respuesta, confiabilidad y fuerza de actuación entre otros.

Fue demostrada la posibilidad de dosificar un total de 0,4 ml en un tiempo no mayor a 6 minutos a una frecuencia de operación de 3 Hz o menos tiempo dependiendo de la frecuencia de operación de la membrana.

Los valores de presión de descarga y presión de succión, de 1,48 KPa y 110 Pa respectivamente así como el volumen de expansión y volumen muerto, de  $4,2 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^3$  y  $1,2 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^3$  respectivamente servirán de punto de partida para la siguiente etapa del proyecto orientada al diseño la membrana actuadora.

Los parámetros y especificaciones finales del dispositivo micro dosificador permitirán continuar con la subsiguiente investigación relacionada con el diseño de la membrana actuadora al brindar al equipo diseñador las características que esta debe cumplir en el desempeño del actuador.

El principio de actuación piezoeléctrico de las válvulas fue escogido de tal manera que pudiese operar de más rápidamente que el sistema termoneumático de la membrana pues las válvulas se deben encontrar en la posición correcta antes de que la membrana opere.

El valor de fuerza necesaria para lograr la correcta actuación de las micro válvulas de 0,15 N servirá de punto de partida para la siguiente etapa del proyecto orientada hacia la especificación y diseño detallado de las micro válvulas.

La temperatura de 37,5 °C no ocasionará la inestabilidad de la molécula y su consecuente no efectividad, debido a que la aguja servirá de pared aislante en el momento de la dosificación disminuyendo el tiempo de exposición a la temperatura corporal.

## BIBLIOGRAFÍA

BRAZZLE J., PAPAUTSKY I., y FRAZIER B., Hollow metallic micromachined needle arrays, *Micro Biomed. Devices Journal*, 2, p 197–205.

CHANDRASEKARAN S., BRAZZLE J. y FRAZIER B., Surface micromachined metallic microneedles, *Microelectromechanical Systems Journal*, 12, p 289–295.

DIZON R., HAN H., RUSSELL A., y REED M., An ion milling pattern transfer technique for fabrication of three-dimensional micromechanical structures, *Microelectromech Systems Journal*. Londres: Elsevier 2, pp 151–159, 1993.

DUCRÉE Jens, KOLTAY Peter y ZENGERLE Roland. Microfluidics. En: *MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications*. New York: William Andrew Publishing. pp 730 750.

FLÓREZ Jesús. Insulina e hipoglucemiantes orales. Glucagón, En: *Farmacología humana*. Barcelona: Masson S.A 3ª edición, pp 927–940.

GAD-EL-HAK Mohamed. *The MEMS Handbook*. New York: CRC PRESS. pp 127-1135.

GARDNER Julian W., VARADAN Vijay K., AWADELKARIM Osama O.. *Microsensors, MEMS, and Smart Devices*. New York: JOHN WILEY & SONS. pp 1-160.

JUDY Jack W. Microactuators. En: *MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications*. New York: William Andrew Publishing. pp 751 790.

KORVINK Jan G., PAUL Oliver. En: *MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications*. New York: William Andrew Publishing. pp 53-790

LYE Whye-Kei y REED Michael. Biomedical Systems. En: *MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications*. New York: William Andrew Publishing. pp 730 750.

MADOU Marc J.. *MEMS Fabrication*. En: *The MEMS Handbook*. New York: CRC PRESS. pp 478-490.

NADIM Maluf, KIRT William. *An Introduction to Microelectromechanical Systems Engineering*. 2da ed. Boston: Artech House 2.004. pp 2-189.

NIKITOPOULOS D. E. y MAHA A. Micromixers. En: *Bio-MEMS Technologies and Applications*. New York: Taylor & Francis Group 2007. pp 177-206.

OKA K., AOYAGI S., ARAI Y., ISONO Y., HASHIGUCHI G., y FUJITA H., Fabrication of a microneedle for a trace blood test, *Sensors and Actuators*. New York: Springer, pp 97–98, 478–485.

PAPAUTSKY Ian. Hot Embossing for Lab-on-a-Chip Applications. En: *Bio-MEMS Technologies and Applications*. New York: Taylor & Francis Group 2007. pp 117-138.

ROXHED N., T. GASSER C., GRISS P., "Penetration-enhanced ultrasharp microneedles and prediction on skin interaction for efficient transdermal drug delivery", J. Microelectromechanical Systems, vol. 16, No. 6, pp. 1429 - 1440, Diciembre de 2007.

TABATA Osamu y TSUCHIYA Toshiyuki. En: Material Properties: Measurement and Data. En: MEMS: A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications. New York: William Andrew Publishing. pp 53-84.

TEH Kwok-Siong, CHENG Yu-Ting y LIN Liwei, MEMS fabrication based on nickel nanocomposite: film deposition and characterization, J. Micromech. Microeng. Ed.15 2005, pp. 2205-2215

VIJAY Varadan, VINOY K., GOPALAKRISHNAN S., Smart Material Systems and MEMS: Design and Development Methodologies. Londres: John Wiley & Sons 2006. p 7-270.

WANJUN Wang, SOPER Steven A.. Bio-MEMS Technologies and Applications. New York: Taylor & Francis Group 2007. pp 7-237.

ZAHN J., TALBOT N., LIEPMANN D., y PISANO A., Microfabricated polysilicon microneedles for minimally invasive biomedical devices, En: Biomedical Microdevices. New York: Springer, pp 295–303.

ZAHN Jeffrey D.. Micropump Applications in Bio-MEMS. En: Bio-MEMS Technologies and Applications. New York: Taylor & Francis Group 2007. pp 144-172.



## **PUBLICACIONES**

-Design and analysis of MEMS-based microneedles for drug delivery purposes. Jenniffer García. Ismael Ríos. Faruk Fonthal. 4th International Conference on Micro-Nanoelectronics, Nanotechnologies & MEMs (Micro & Nano 2010). "Micro&Nano" Scientific Society. Atenas, Grecia, diciembre 12-15 de 2010.

-Design and Analysis of Microneedles Structures for Transdermal Drug Delivery. Jenniffer García. Ismael Ríos. Faruk Fonthal. Journal of Micro/Nanolithography, MEMS, and MOEMS, enviado 2011.

-Design and Analisis of Microneedle Structures Integrated on a Transdermal Drug Delivery Device. Jenniffer García. Ismael Ríos. Faruk Fonthal. Microelectronic Journal, enviado 2011.

-Computational MEMS Design and Analyses of a Transdermal Drug Delivery Device (TD<sup>3</sup>). Jenniffer García. Ismael Ríos. Faruk Fonthal, Santiago Lain. The annual IEEE Biomedical Circuits and Systems (BioCAS). the IEEE Circuits and Systems (CAS) and Engineering in Medicine in Biology (EMB) Societies. San Diego, USA, Noviembre 10-12 de 2011. Enviado.

## ANEXOS

QFD

Muy Relacionado	<input checked="" type="radio"/>
Relacionado	<input type="radio"/>
Poco Relacionado	<input type="radio"/>

			Especificaciones técnicas																															
No.	Necesidad	Importancia	Cantidad de Agujas en Arreglo	Área de Entrada	Área de Salida	Diámetro Interno	Diámetro Externo	Área sección transversal A	Área sección transversal B	Área sección transversal C	Área sección transversal D	Área sección transversal E	Material Micro agujas	Diámetro Apoyos	Diámetro sección A	Diámetro sección B	Diámetro sección C	Diámetro sección D	Diámetro sección E	Longitud	Área de succión	Área de descarga	Volumen muerto	Caudal	Volumen expansión	Relación de compresión	Presión requerida para descarga	Presión requerida para succión	Velocidad de flujo	Flujo máscio	Frecuencia de operación	Fuerza de apertura micro válvula		
1	Dimensiones Micrométricas	10	○	▲	▲	▲															▲	▲										▲		
2	Flexibilidad de Integración	7																						▲			▲	▲	▲				▲	
3	Precisión	8																				○	○				▲	▲	▲				▲	
4	Exactitud	8																				○	○				▲	▲	▲				▲	
5	Bajo Consumo de Energía	7		○	○																	○	○		□	▲	▲					▲		
6	Bio compatible	9											▲																					
7	No produzca Dolor	7						□	□	□	□	□			▲	▲	▲	▲	▲	▲														
8	Fabricación Simple	6		▲	▲	▲	○															▲	▲											
9	Materiales Resistentes	7		○	○	○	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲							□													
10	Materiales Asequibles	2											▲																					
11	Operación Multipropósito	7																					▲	▲	▲	▲								
12	Presión Adecuada de Salida	10	▲	▲	▲																		▲				▲						▲	
13	Flujo Continuo	9																						□		□						▲		
14	Bombeo Rápido	10																				▲	▲	▲				▲		▲				
15	Caudal Suficiente	10	▲	▲	▲																	▲	▲	▲	▲	▲		▲		▲				Total
Prioridades técnicas			20	60	70	60	100	10	10	10	10	10	100	60	70	70	70	70	70	100	70	80	40	100	40	40	100	100	90	70	70	90	1860	
Porcentaje total			1.1	3.2	3.8	3.2	5.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	5.4	3.2	3.8	3.8	3.8	3.8	3.8	5.4	3.8	4.3	2.2	5.4	2.2	2.2	5.4	5.4	4.8	3.8	3.8	4.8	100	